Aus der Abteilung für Nuklearmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. U. Feine
des Medizinischen Strahleninstitutes der Universität Tübingen

HERZFUNKTIONSDIAGNOSTIK-
REGIONALE
WANDBEWEGLICHKEIT UND BEREICHSIDENTIFIZIERUNG

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin
der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen
vorgelegt von
Rainer van Ackeren
aus Trier

1980

Aus der Abteilung für Nuklearmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. U. Feine

des Medizinischen Strahleninstitutes der Universität Tübingen

HERZFUNKTIONSDIAGNOSTIK-
REGIONALE WANDBEWEGLICHKEIT UND BEREICHSIDENTIFIZIERUNG

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin
der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen
vorgelegt von
Rainer van Ackeren
aus Trier

1980

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Dekan:	Professor Dr. H. Heimann
1. Berichterstatter:	Professor Dr. U. Feine
2. Berichterstatter:	Privatdozent Dr. R. Haasis

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1. Einleitung	1
2. Problemstellung	2
3. Methodik	3
3.1 Versuchsanordnung	3
3.2 Datenakquisition	3
3.3 Auswertung	7
4. Ergebnisse	17
4.1 Backgroundkorrektur	17
4.2 Funktionelle Bilder und Slicings	19
5. Diskussion	51
5.1 Vorbemerkung	51
5.2 Datenakquisition	51
5.3 Zählstatistik	54
5.4 Backgroundkorrektur	54
5.5 Funktionelle Bilder	55
5.6 Verlassene Strategien	58
6. Zusammenfassung	61
7. Ausblick	62
Anhang Fortran-Programm FOURIE	63
Literatur	70

1. Einleitung

Nuklearmedizinische Untersuchungen des Herzens können heute unter den drei folgenden, verschiedenen Aspekten durchgeführt werden. Veränderungen der Myocardstruktur nach Infarkten sind spezifisch mit 99mTechnetium-Pyrophosphat darstellbar. Perfusionsstörungen werden mit 201 Thallium untersucht. Funktionstörungen des Herzens können mit Hilfe der Radionuklidkinematographie erkannt werden (13,6).
Bei der letztgenannten Methode handelt es sich um die Darstellung des Herzbinnenraumes z.B. mit 99mTechnetium-markiertem Humanserumalbumin. Dieses Verfahren hat gegenüber der Cinéangiographie die Vorteile, daß es nicht invasiv ist, mit einer geringen Strahlenbelastung verbunden ist und den Patienten wenig beansprucht. Es kann daher auch am Schwerkranken durchgeführt werden und eignet sich besonders zur prä- und postoperativen Untersuchung von Herzkranken.
Mit der Einführung großer Szintillationskristalle in der Anger-Kamera in Verbindung mit leistungsfähigen Computern wurde es möglich schnelle Bildserien aufzunehmen und das Herz detailliert bezüglich Motilität bzw. Funktion zu untersuchen.
Wie im Folgenden genauer dargestellt wird, behandelt die vorliegende Arbeit einen ausgewählten Aspekt der Herzfunktionsdiagnostik. Die Darstellung weiterer Auswertemöglichkeiten und ihre Querverbindungen findet sich in den Dissertationen von C. Gleiter (17) und K.P. Stoll (29), die gleichzeitig mit dieser Arbeit an der nuklearmedizinischen Abteilung der Strahlenklinik der Universität Tübingen entstanden.

2. Problemstellung

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war, einen Auswertegang zu erstellen, der eine Beurteilung der Form und der regionalen Wandbeweglichkeit des Herzens aus repräsentativen Herzzyklen ermöglichte.
Zu diesem Zweck mußte zunächst die Erzeugung von repräsentativen Zyklen, das sind Zyklen, die zur Verbesserung der Zählstatistik aus vielen Herzaktionen hergestellt werden, untersucht werden.
Bei der Auswertung unter morphologischen Gesichtspunkten sollten die einzelnen Herzkompartimente, wie Atrien und Ventrikel, getrennt werden, um ihre Größe beurteilen und pathologische Veränderungen erkennen zu können.
Zur Bewertung der Herzfunktion war mit geeigneten Methoden die regionale Wandbeweglichkeit darzustellen. Die klinische Bedeutung der regionalen Motilität liegt darin, daß hier lokale Funktionseinschränkungen erkannt werden können, die noch nicht zu einer Verminderung der globalen Herzfunktionsparameter, wie z.B. Ejection-fraction oder Schlagvolumen, führen müssen, wenn die gesunden Wandanteile sich kompensatorisch stärker kontrahieren (3).

Bei dieser speziellen Auswertung innerhalb des zusammen mit C. Gleiter und K. P. Stoll an der nuklearmedizinischen Abteilung erstellten Untersuchungsganges zur Herzfunktionsdiagnostik, sollten möglichst viele, andernorts vorgeschlagene Strategien erprobt und auf ihre Aussagekraft untersucht werden.
Um eine rasche und gut dokumentierbare Auswertung zu gewährleisten, sollten die Ergebnisse weitestgehend rechnergesteuert erstellt werden und in der Form sogenannter " funktioneller Bilder " (22,31) vorliegen. (Vgl. 3.3.4)

3. Methodik

3.1 Versuchsanordnung

3.1.1 Zur Datenakquisition standen zur Verfügung:

3.1.1.1 Dynacamera 4 der Fa. Picker mit einen 15 Zoll Zählkristall, 37 Photomultipliern und einem low-energy Parallelochkollimator mit 16000 Löchern.

3.1.1.2 EKG-Trigger der Fa. Brattle Inc.

3.1.1.3 Computer PDP 11/20 der Fa. Digital mit einem 28K-Worte Kernspeicher, einer 2.5 MioByte Magnetplatte und einem Speicheroszilloskop Tektronix 611

3.1.2 Für die Datenanalyse wurden verwendet:

3.1.2.1 Computer PDP 11/40 der Fa. Digital mit einem 64K-Worte Kernspeicher, einem 20 MioByte Magnetplattenstapel und einem Farbbildschirm der Fa. Conrac.

3.1.2.2 Sicograph Farbbildausgabegerät der Fa. Siemens

3.1.2.3 Sofortbildkamera der Fa. Polaroid.

3.1.3 Radioaktives Präparat :
TCK-2 Kit der Fa. Isotopendienst West

Die Konstellation der einzelnen Geräte ist aus Fig. 1 ersichtlich.

3.2 Datenakquisition

3.2.1 Erstaktivitätspassage

30 min. nachdem der Patient 40 Tropfen Perchlorat (Irenat^{R}) zur Unterdrückung der Schilddrüsenspeicherung eingenommen hat, werden ca. 15 Millicurie 99mTechnetium markiertes Humanserumalbumin bolusmäßig injiziert. Diese Erstaktivitätspassage wird im linken schrägen Durchmesser (LAO 30^{o}) mit um 15^{o} nach kranial gekippter Kamera aufgenommen. (Einzelheiten der Injektion und der Auswertung siehe (29)).

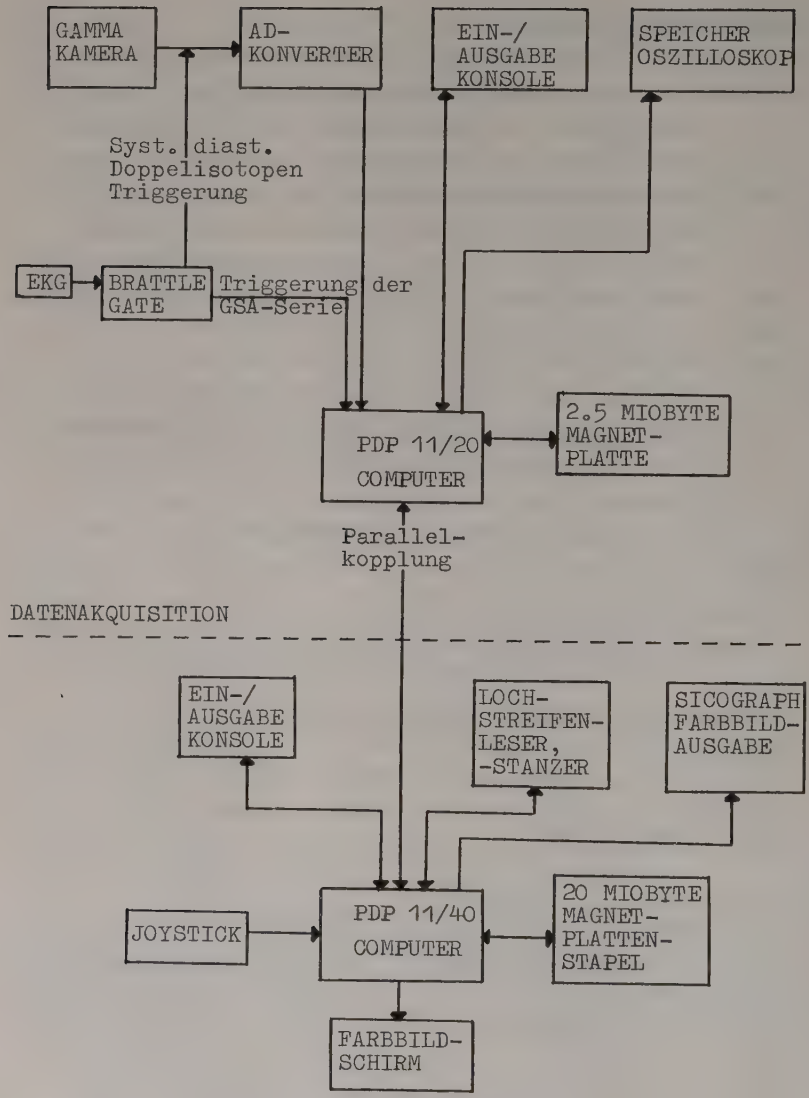
GAMMA KAMERA
AD-KONVERTER
EIN-/ AUSGABE KONSOLE
SPEICHER OSZILLOSKOP
Syst. diast. Doppelisotopen Triggerung
EKG
BRATTLE GATE
Triggerung der GSA-Serie
PDP 11/20 COMPUTER
2.5 MIOBYTE MAGNET-PLATTE
Parallel-kopplung
DATENAKQUISITION
EIN-/ AUSGABE KONSOLE
LOCH-STREIFEN-LESER, -STANZER
SICOGRAPH FARBBILD-AUSGABE
JOYSTICK
PDP 11/40 COMPUTER
20 MIOBYTE MAGNET-PLATTEN-STAPEL
FARBBILD-SCHIRM
DATENANALYSE

Fig. 1

3.2.2 Aufnahmen nach der Gleichverteilung

3.2.2.1 Brattle-Aufnahmen
Etwa 10. min. nach der Injektion werden getriggerte Einzelaufnahmen der Systole und Diastole angefertigt. (Einzelheiten der Aufnahme und der Auswertung siehe (17)).

3.2.2.2 Repräsentative Zyklen (GSA-Aufnahmen)
Nach den oben genannten Aufnahmen wird der erste repräsentative Zyklus in der gleichen Kameraeinstellung (LAO 30^{o}) aufgenommen wie die Boluspassage. Eine weitere Aufnahmeserie wird dann im rechten schrägen Durchmesser (RAO 30^{o}) hergestellt.
Für die Aufnahme der repräsentativen Zyklen stand die CARDIAC-Software der Fa. Digital zur Verfügung. Die Anpassung dieses Programmes an die vorhandene Gerätekonstellation war von J. Borkovec (Digital München), W. Müller-Schauenburg (Tübingen), U. Noelpp (Bern) und I. Carl (Tübingen) vorgenommen worden. Mit diesem Programm werden sogenannte "GSA-Aufnahmen" (Gated-Synchronized-Acquisition) erstellt. Das Prinzip dieses Verfahrens sei im Folgenden kurz erläutert. (vgl. Fig. 2)

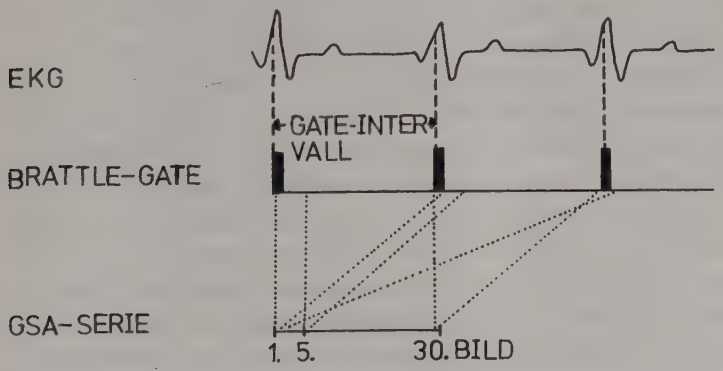

Fig. 2

Das EKG des Patienten erzeugt im Brattle-Gate einen enddiastolischen Impuls, der zeitlich der R-Zacke des EKG entspricht. (Sogenanntes " R-Zacken getriggertes Verfahren" (2,8,12,19)). Vor dem Aufnahmestart wird zunächst der Zeitabstand zwischen den jeweils aufeinanderfolgenden Triggersignalen, d.h. der R-R Abstand, auf dem Bildschirm angezeigt. Wenn der Untersucher den Rechner startet wird das Intervall der nächsten beiden Zyklen gemittelt und als " Gate-Intervall " festgehalten. Dieses Gate-Intervall wird nun durch die Zahl der gewünschten Bilder pro Zyklus dividiert und auf diese Weise wird die Aufnahmedauer für ein Einzelbild der Serie berechnet.
Trifft ein Triggersignal ein, so wird das erste Bild des Zyklus für die eben berechnete Zeitdauer in den Kernspeicher weggeschrieben. Nachdem dieses Einzelbildintervall verstrichen ist, wird zum zweiten Bild geschaltet u.s.w. bis ein neues Triggersignal eintrifft. Dann beginnt dieser Vorgang wieder von vorne und das erste Bild des zweiten Zyklus wird zum ersten Bild der bereits aufgenommenen Herzaktion hinzuaddiert.
Wird während dieses Vorganges eine Herzaktion entdeckt, die um ein bestimmtes Maß länger oder kürzer ist als das Gate-Intervall, so wird der darauffolgende Zyklus verworfen. Die Toleranzzeit, die über das Verwerfen einer Herzaktion entscheidet, kann vom Untersucher vorgewählt werden. Bei den dieser Arbeit zugrundeliegenden Untersuchungen wurde eine Toleranzzeit von 50 Millisekunden gewählt. Dies entspricht bei einem Puls von 80 Schlägen pro Minute einer maximal zulässigen Abweichung von 6.6%.

Die Bildmatrix kann aus 32x32 oder 64x64 Bildpunkten bestehen. Mit der 32er Matrix können bis zu 44 Bilder pro Zyklus aufgenommen werden mit der 64er Matrix maximal 11. Bei den vorgenommenen Untersuchungen wurden pro Zyklus 30 Bilder mit der 32er Matrix hergestellt.

Die Dauer der Datenakquisition für eine GSA-Studie war auf drei Minuten festgesetzt.
Um das Herz formatfüllend auf dem Bildschirm darzustellen, wird der sogenannte " Special-Mode" verwendet. Hierbei erstreckt sich die Bildmatrix nicht über das gesamte Gesichtsfeld der Gamma-Kamera, sondern nur über ein kleineres, einstellbares Rechteck. Bei den vorliegenden Aufnahmen wurde ein Quadrat mit einer Kantenlänge von 25 cm eingestellt. Gegenüber der Normalaufnahme entspricht dies der Verkleinerung der Kantenlänge einer Matrixzelle um 33.3 %.

3.3 Auswertung

3.3.1 Inhomogenitätskorrektur

Um Inhomogenitäten der Gamma-Kamera auszugleichen, werden die Aufnahmen mit einer " Flood-Correction-Matrix ", die aus der Aufnahme einer Fläche mit konstanter Aktivitätsdichte erstellt wird, korrigiert.

3.3.2 Backgroundkorrektur

Zur Backgroundkorrektur wird das Verfahren von McLaughlin et al. (18) verwendet. Hierbei legt man in ein diastolisches Bild eine Rechteckregion, deren Rand sicher in Untergrundstrukturen liegt. Dieses Rechteck wird auf einer Save Area gespeichert. Von einem Fortran-Programm wird diese Region dann in jedes Bild der Studie eingelesen. Zur Korrektur werden dann die Counts der Matrixzellen, die auf dem Rechteckrand liegen gespeichert. Seien A_{ij} die Counts der Matrixzelle in der i-ten Zeile und j-ten Spalte, LX und LY der Spalten- bzw. Zeilenindex des linken unteren Rechteckeckpunktes und RX bzw. RY der Spalten- bzw. Zeilenindex des rechten oberen Eckpunktes. (Vgl. Fig. 3).

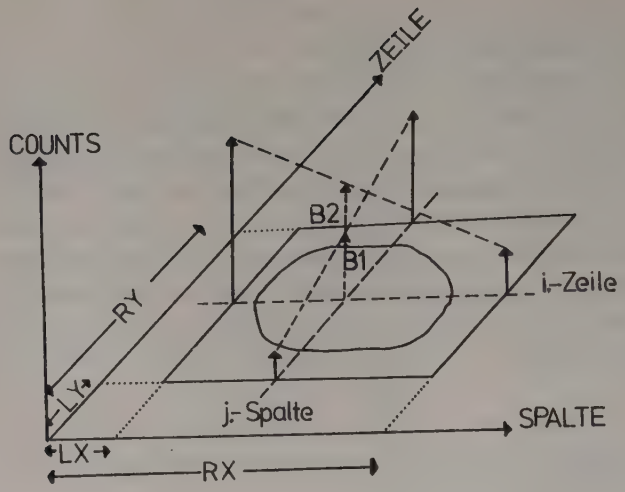

Fig. 3

Als Background an der Stelle i,j wird der Mittelwert aus den beiden Zahlen :

$$B1 = A_{i,LX} + (A_{i,RX} - A_{i,LX})(j - LX)/(RX - LX)$$

$$B2 = A_{RY,j} + (A_{RY,j} - A_{LY,j})(i - RY)/(RY - LY)$$

angenommen. D.h. durch je zwei gegenüberliegende Rechteckrandpunkte wird eine Gerade gelegt und als Background der Mittelwert B = (B1 + B2)/2 aus den Werten der dort in x- und y-Richtung verlaufenden Geraden genommen. Nachdem diese Backgroundcounts von der Originalmatrix abgezogen sind, werden alle Punkte außerhalb der Rechteckregion auf Null gesetzt.

3.3.3 Playback

Aus den korrigierten Zyklen werden sogenannte Playbacks hergestellt. Dies erlaubt, die Bildserie filmartig mit einer Frequenz bis zu 15 Bildern pro Sekunde ablaufen zu lassen und so die Herzbewegung zu betrachten.

3.3.4 Funktionelle Bilder

Ein funktionelles Bild ist das Ergebnis eines Rechenverfahrens, das auf jede einzelne Matrixzelle angewandt wird und ihr als neuen Wert das Ergebnis dieser Rechnung zuordnet. Diese Werte werden dann auf dem Schwarz-Weiß-Bildschirm über Graustufen oder auf dem Farbbildschirm über Farben codiert (21,31).

Bei den durchgeführten Untersuchungen werden mit dem Fortran-Programm FOURIE (Listing siehe Anhang) für jeden repräsentativen Zyklus acht funktionelle Bilder erzeugt und als neue statische Studie gespeichert. Diese Studie besteht im Einzelnen aus folgenden acht Bildern (3.3.4.1 - 3.3.4.6) :

3.3.4.1 Maxima-Bild

In diesem Bild wird für jeden Matrixpunkt die maximale, im Verlauf der Studie erreichte Zählrate gespeichert. (Vgl. Fig. 4).

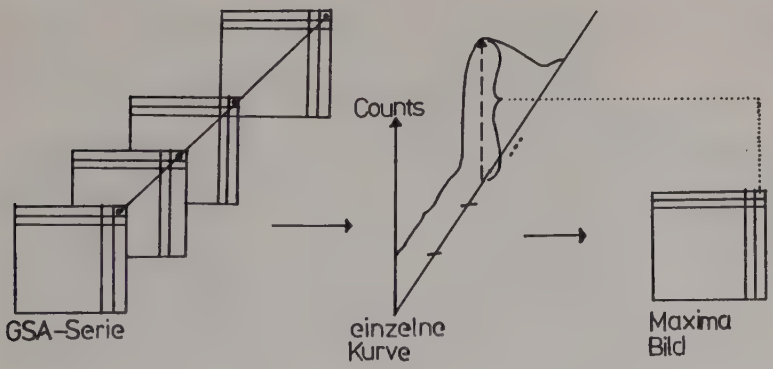

Fig. 4 Prinzip des funktionellen Bildes am Beispiel des Maxima-Bildes

3.3.4.2 Differenzenbild

In dieses zweite Bild wird die Differenz zwischen je zwei

aufaddierten diastolischen und zwei systolischen Bildern weggeschrieben. (Vgl. Fig. 5). Als diastolische Bilder werden die erste und die zweite Matrix verwendet, da der Zyklus aufgrund der R-Zacken Triggerung mit der Enddiastole beginnt. Wie sich im Verlauf der Auswertungen aus Aktivitätskurven über dem linken Ventrikel zeigte, war i.a. beim zwölften und dreizehnten Bild das Ende der Systole erreicht. Die Nummern der diastolischen und systolischen Bilder werden vom Programm abgefragt und sind vom Auswerter einzugeben.

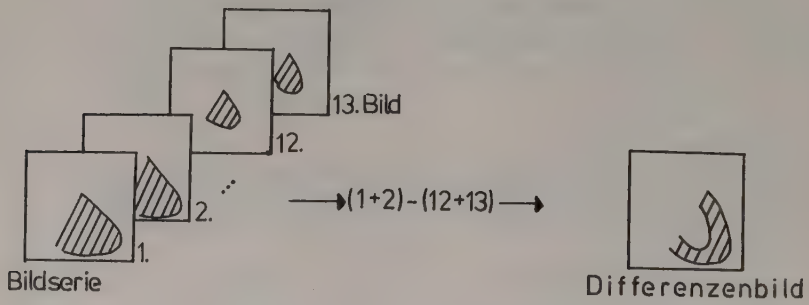

Fig. 5

3.3.4.3 Gradientenbild der von Diastole bis Systole aufaddierten Bilder

Zunächst werden die Bilder vom Zyklusbeginn bis zum Ende der Systole aufaddiert. In diesem Bild werden in systolischen Bereichen hohe Zählraten erreicht, während sie im äußersten diastolischen Bezirk deutlich geringer sind. Bei normaler Wandbeweglichkeit des Herzens wird die Zone, in der die Ventrikelexkursionen stattfinden (Vgl. Fig. 5 Differenzenbild) breit sein und im Additionsbild wird die Steilheit der Zählratenfläche nicht sehr groß sein (Vgl. Fig. 6a). Ist die Motilität dagegen eingeschränkt, so wird diese Zone schmal sein und im Additionsbild eine große Steilheit aufweisen. (Vgl. Fig. 6b).
Ein Maß für die Steilheit einer Fläche ist der Absolut-

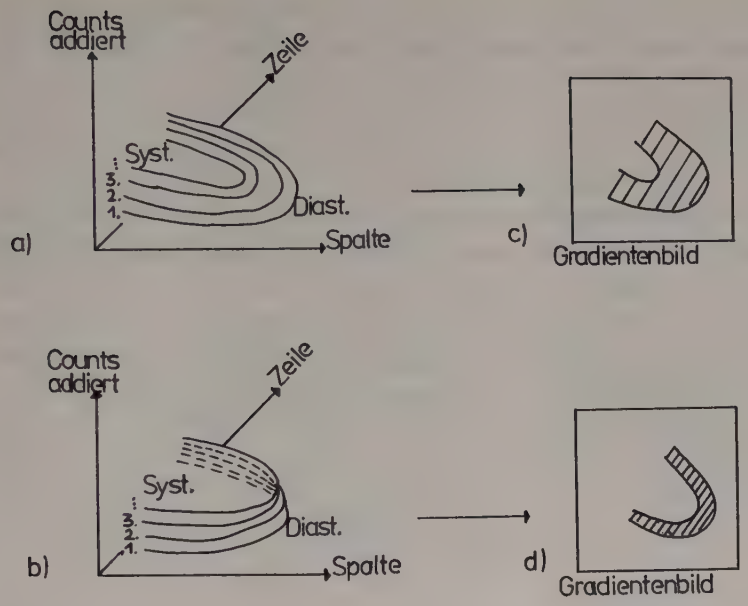

Fig. 6

betrag des Gradienten. Für eine Fläche U(x,y) gilt :

$$|\text{grad } U(x,y)| = \sqrt{\left(\frac{\partial U(x,y)}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial U(x,y)}{\partial y}\right)^2} .$$

Bezogen auf die Matrix der addierten Bilder gilt dann :

$$|\text{grad } A_{i,j}| = 1/2 \cdot \sqrt{(A_{i+1,j} - A_{i-1,j})^2 + (A_{i,j+1} - A_{i,j-1})^2}$$

Bei normaler Motilität wird der Bereich, in dem sich die Herzinnenwand bewegt, im Gradientenbild breit sein und sich mit mittlerer Zählrate darstellen. (Vgl. Fig. 6 c). Dagegen wird er bei eingeschränkter Beweglichkeit schmal sein und hohe Zählraten aufweisen. (Vgl. Fig. 6 d).
Um Randeffekte zu vermeiden, die dadurch entstehen, daß die Matrix außerhalb der Backgroundregion auf Null gesetzt ist und so diese Steigung miterfaßt würde, läuft die Berechnung des Gradienten von den Spalten LX+1 bis RX-1 und von den Zeilen LY+1 bis RY-1. Weiterhin wurde der

der Wert des Gradienten noch durch 5 geteilt, um geringe Schwankungen im Untergrund und innerhalb von Plateauflächen zu unterdrücken.

3.3.4.4 Amplituden- und Phasenbild des ersten Fourierkoeffizienten

Die Fourierzerlegung gestattet i.a. die Darstellung einer periodischen Funktion als Reihe von Sinus- und Cosinusgliedern. Es gilt :

$$f(x) = A_o/2 + \sum_n A_n \cdot \sin(\omega n x + \varphi_n)$$

Hierbei sind A_n und φ_n die Amplitude und Phase des n-ten Fourierkoeffizienten. Weiterhin gelten die folgenden Beziehungen:

$$A_n = \sqrt{(a_n)^2 + (b_n)^2} \quad \text{mit } a_n = \pi/2 \cdot \int_0^{2\pi} f(x) \cdot \cos(\omega n x) dx$$

$$\text{und } b_n = \pi/2 \cdot \int_0^{2\pi} f(x) \cdot \sin(\omega n x) dx$$

$$\varphi_n = \text{Arctan}(b_n/a_n)$$

Um die Grundschwingung in jeder Matrixzelle zu beschreiben wird nur der erste Fourierkoeffizient berechnet, da seine Frequenz mit der Schlagfrequenz des Herzens übereinstimmt und die höheren Koeffizienten im wesentlichen die Störanteile der Bewegung darstellen (4,16).

Seien $A_{i,j,k}$ die Counts an der Stelle i,j im k-ten Bild und N sei die Zahl der Bilder des repräsentativen Zyklus. Dann gilt für die Amplitude und Phase des ersten Fourierkoeffizienten an der Stelle i,j :

$$\text{Ampl.}(i,j) = \sqrt{(a_{i,j})^2 + (b_{i,j})^2} \text{ wobei :}$$

$$a_{i,j} = 1/N \cdot \sum_{k=1}^{N} A_{i,j,k} \cdot \cos(2\pi k/N)$$

$$b_{i,j} = 1/N \cdot \sum_{k=1}^{N} A_{i,j,k} \cdot \sin(2\pi k/N)$$

$$\text{Phase}(i,j) = \text{Arctan}(b_{i,j}/a_{i,j})$$

Da die Amplituden mitunter gering sind und auf dem Bildschirm nur ganze Zahlen dargestellt werden können, werden

die einzelnen Werte noch mit 100 multipliziert. Die auf diese Weise berechneten Schwingungsamplituden werden als viertes Bild der Studie gespeichert.
Der Wertebereich des Arcustangens, der sich von -180° bis $+180^{\circ}$ erstreckt, wird auf das Intervall o° bis 360° abgebildet, da auf dem Bildschirm negative Zahlen nicht darstellbar sind. Hierzu wird zu den ursprünglichen Werten einfach 180° hinzuaddiert. Diese Phasenmatrix wird in das fünfte Bild der neuen Studie geschrieben.
Zur Verdeutlichung sind in Fig. 7 zwei Sinuskurven mit Amplitude 1 aber unterschiedlicher Phasenlage dargestellt. Hierbei ist der Kurvenverlauf in Fig. 7a typisch für die Atrien, die sich mit Beginn der Ventrikelsystole füllen. Fig. 7b entspricht dem Ventrikelbereich, in dem mit Beginn der Systole der Auswurf beginnt.

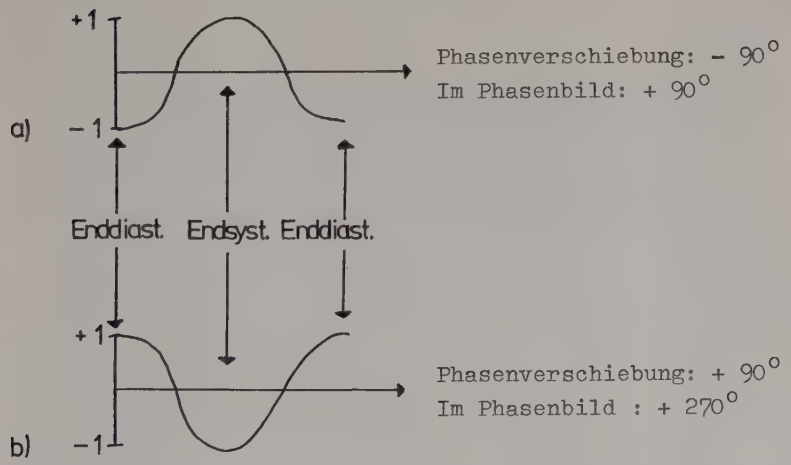

Fig. 7

3.3.4.5 Color-Table Bild (21)

In diesem Bild sollen die Ergebnisse aus dem Amplituden- und Phasenbild gemeinsam vereinfacht dargestellt werden. Zu diesem Zweck wird die Phase am Bildschirm über die Farbe und die Amplitude über die Farbintensität codiert. Mit abnehmender Amplitude soll die Intensität der Farbe abnehmen, um so zu verdeutlichen, daß bei geringen Amplituden, die im Bereich der statistischen Schwankungen liegen, die Aussagekraft der Phase eingeschränkt ist. Hierzu werden zunächst die Phasen in vier Bereiche eingeteilt:

I. 0° - 90°
II. 90° - 180°
III. 180° - 270°
IV. 270° - 360°

Anschließend wird im Amplitudenbild die maximale Amplitude aufgesucht. Der Bereich von Null bis zur maximalen Amplitude wird in die folgenden vier Intervalle eingeteilt :

1. 0 - 25% der max. Ampl.
II. 25% d. max. Ampl. - 50% d. max. Ampl.
III. 50% d. max. Ampl. - 75% d. max. Ampl.
IV. 75% d. max. Ampl. - 100% d. max. Ampl.

Die Aufteilung der Amplitudenintervalle wird vom Programm abgefragt und ist daher variabel. Im Verlauf der Auswertungen hat sich jedoch die äquidistante Einteilung bewährt. Vor der eigentlichen Berechnung werden im Programm sowohl das Amplitudenbild als auch das Phasenbild mit einer gewichteten 9-Punktglättung bearbeitet.
Im neuen Bild wird jedem Matrixpunkt entsprechend der Tab. 1 eine Zahl von 1 bis 16 zugeordnet.
Weiterhin wird für dieses Bild eine neue Color-Table vorprogrammiert. Darunter ist eine festgesetzte Verteilung der maximal 16 Farbstufen zu verstehen. Auf jeder Stufe können jeweils zwischen 0 und 3 Anteilen Rot(r), Grün(g) und Blau(b) vorgewählt werden. Im Normalfall wurde das

Regenbogenspektrum über die 16 Stufen verteilt. Für das Color-Table Bild findet die aus Tab.1 ersichtliche Farbverteilung Verwendung, in der dem Phasenbereich von 0° bis 180° die Farbe Blau und dem Bereich von 180° bis 360° die Farbe Rot zugeordnet wird.

Bereich im Phasenbild	Bereich im Ampl. Bild	Counts im neuen Bild	Color Table r	b	g	Result. Farbe
1	1	1	0	0	0	schwarz
1	11	2	0	1	0	dkl.blau
1	111	3	0	2	0	mtl.blau
1	1V	4	0	3	0	hellblau
11	1	5	0	0	0	schwarz
11	11	6	0	1	0	dkl.blau
11	111	7	0	2	0	mtl.blau
11	1V	8	0	3	0	hellblau
111	1	9	0	0	0	schwarz
111	11	10	1	0	0	dkl.rot
111	111	11	2	0	0	mtl.rot
111	1V	12	3	0	0	hellrot
1V	1	13	0	0	0	schwarz
1V	11	14	1	0	0	dkl.rot
1V	111	15	2	0	0	mtl.rot
1V	1V	16	3	0	0	hellrot

Tab. 1

3.3.4.6 Trendszintigramme (24)

Innerhalb der systolischen Phase, zwischen zwei, vom Untersucher einzugebenden Bildnummern, wird für jeden Matrixpunkt eine Ausgleichsgerade zwischen diesen beiden Bildern nach der Methode der kleinsten Quadrate bestimmt. Bei 30 Bildern pro Zyklus hat es sich bewährt, etwa das 2. und das 11. Bild als Grenze zu verwenden. Die Steigung

dieser Ausgleichsgeraden wird dann als Trend während der Ventrikelsystole festgehalten. Ist die Steigung negativ, wird sie in das siebte Bild geschrieben. Hier ist die Darstellung der Ventrikel zu erwarten, die sich ja in der Systole entleeren. Ist die Steigung dagegen positiv, so wird sie im achten Bild gespeichert. In diesem Bild sollen die Vorhöfe sichtbar sein, die sich während der Systole füllen.

Die Berechnung der eben beschriebenen acht funktionellen Bilder erfolgt bis auf die beschriebenen Eingaben durch das Fortran-Programm FOURIE und dauert etwa fünf Minuten.

3.3.5 Slicings

Werden während der Auswertung im Playback oder in den funktionellen Bildern Orte mit pathologischer Wandbewegung entdeckt, dann wird dies durch sogenannte "Slicings" überprüft. Hierzu werden in einem diastolischen und einem systolischen Bild nach Glättung im verdächtigen Bereich Schnitte durch die Countfläche gelegt und die Schnittkurven aus Diastole und Systole verglichen. Ein normaler Bereich würde sich dann etwa wie in Fig. 8 gezeigt darstellen.

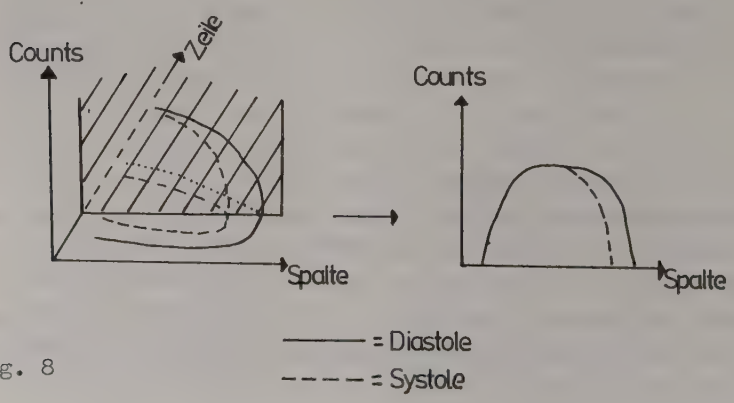

Fig. 8

4. Ergebnisse

Die Ergebnisse der der im Kapitel Methodik besprochenen Auswertestrategien sollen im Folgenden an einigen ausgewählten Beispielen gezeigt werden. (Die fotographischen Abbildungen sind im Original farbig.)

4.1 Backgroundkorrektur

Abb. 1 zeigt links das erste Bild der unkorrigierten LAO-GSA-Serie. Im rechten Bildteil sieht man die dazugehörige Backgroundmatrix, die vom Originalbild abgezogen wird. Beim Regionsetzen wurde offenbar die Aorta oben und unten durch das Rechteck angeschnitten, denn sie wird in der Backgroundmatrix auf der rechten Seite erzeugt. Zur besseren Darstellung wurden sowohl das Originalbild als auch die Backgroundmatrix mit der Gamma-11-Interpolation und Neunpunktglättung bearbeitet. (Dies gilt für alle weiteren Abbildungen bis auf die Color-Table Bilder, die nicht mit diesen Verfahren bearbeitet werden dürfen. Siehe hierzu 5.5.5).

Abb. 1 Unkorr. Bild der LAO-Studie und Backgroundmatrix

In Abb.2 ist dann das korrigierte Bild zu sehen.

Abb.2 Korrigiertes Bild der LAO-Studie

In Abb.3 ist wieder links das erste unkorrigierte Bild der Originalstudie, diesmal in RAO, dargestellt und rechts die dazugehörige Backgroundmatrix. Die Längs- und Querstreifen in der Backgroundmatrix stellen Artefakte dar.

Abb. 3 Unkorr. Bild der RAO-Studie und Backgroundmatrix

In Abb.4 ist das erste Bild der RAO-Studie nach der Backgroundkorrektur abbgebildet.

Abb. 4 Korrigiertes Bild der RAO-Studie

4.2 Funktionelle Bilder und Slicings

4.2.1 Studie eines Patienten, der vor längerer Zeit einen Hinterwandinfarkt durchgemacht hat und nun an einer koronaren Herzerkrankung leidet, die unter Belastung Beschwerden verursacht. In den Abbildungen 5 bis 21 werden alle aus der LAO- und RAO-Studie berechneten funktionellen Bilder dokumentiert.

4.2.1.1 Funktionelle Bilder der LAO-Studie (Abb. 5 bis 13) Im linken Teil der Abbildungen ist jeweils das funktionelle Bild und im rechten Teil zum Vergleich ein Bild aus der Linksherzphase der Boluspassage dargestellt.

In Abb. 5, dem Maxima-Bild , ist die Lage des Ventrikelseptums gut zu erkennen. Der linke und rechte Ventrikel stellen sich deutlich dar. In dem oberen Bildteil ist der ansteigende Teil des Aortenbogens zu sehen. Vgl. Bolus-

bild. Oberhalb des rechten Ventrikels sieht man die Aufzweigung der Pulmonalarterien. (Vgl. Fig. 9 (23)).

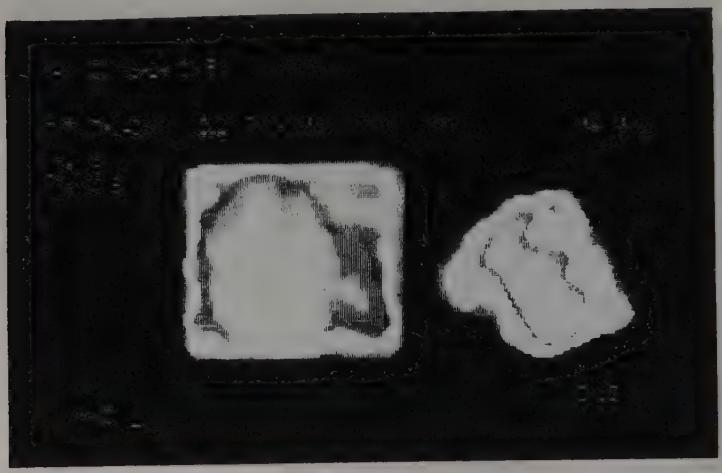

Abb. 5 Maxima-Bild LAO

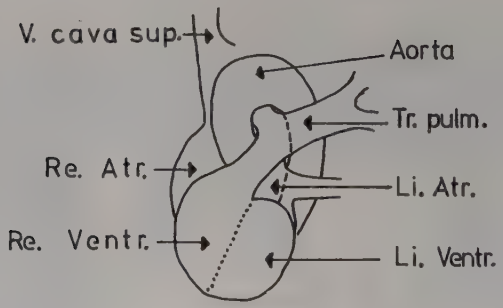

Fig. 9

Abb. 6 zeigt das diastolisch-systolische Differenzenbild. Die lokale Verteilung des Schlagvolumens ist gut zu erkennen. Das rechte Atrium sowie eine Überlagerung aus linkem Vorhof und Truncus pulmonalis stellen sich schwarz ausgespart dar. (Vgl. Fig. 9). Dies kommt daher, daß die diastolisch-systolische Differenz an diesen Stellen negativ ist und Orte negativer Zählraten auf dem Bildschirm mit Intensität Null, d.h. schwarz, dargestellt werden.
Das vom linken Ventrikel während der Systole ausgeworfene Volumen stellt sich an der Stelle in der Aorta ascendens dar, bis zu der es in der Zeit vom Beginn der Systole bis zum Ende der Diastole gekommen ist.

Abb. 6 Differenzenbild LAO

Abb. 7 ist das Gradientenbild der bis zum Ende der Systole aufaddierten Bilder. Man sieht, daß das Herz von einem breiten Saum mittlerer Intensität umgeben ist. Innerhalb dieses Bereiches finden die Ventrikelexkursionen statt. Weiterhin ist zu erkennen, daß die Aorta ascendens und descendens deutliche Wandexkursionen zeigt.

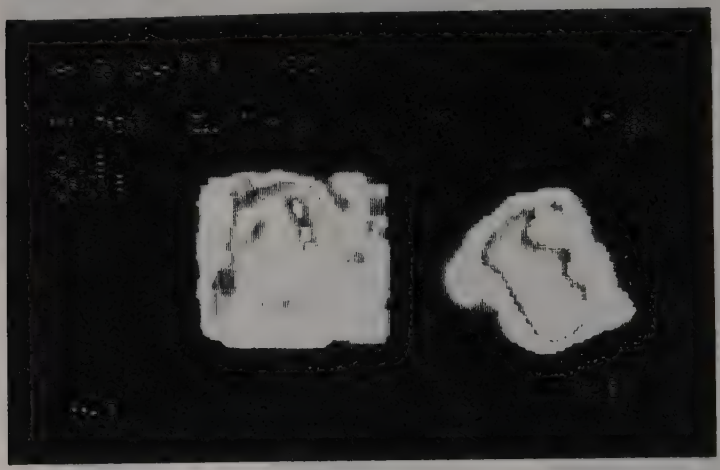

Abb. 7 Gradientenbild LAO

Abb. 8 zeigt die regionale Verteilung der Amplitude des ersten Fourierkoeffizienten. Entsprechend dem Differenzenbild zeigt sich eine normale Motilität aller Ventrikelbereiche. Ein Teil der Aorta ascendens stellt sich mit mittlerer Amplitude dar.

In Abb. 9, dem Phasenbild, ist die untere Schwelle auf 40% gesetzt. D.h. es werden nur Phasen oberhalb von 136° dargestellt. Wie im Differenzenbild sind die Atrien schwarz ausgespart, da ihre Phase unterhalb von 136° liegt. Über dem rechten Atrium ist ein Teil der Vena cava sup. erkennbar. (Vgl. Fig. 9). Innerhalb der Ventrikel zeigt sich eine normale Verteilung der höheren Phasen mit annähernd konzentrischem Muster (5). Teile der Aorta

ascendens und descendens stellen sich in gleicher Phasenlage wie die Ventrikel dar.

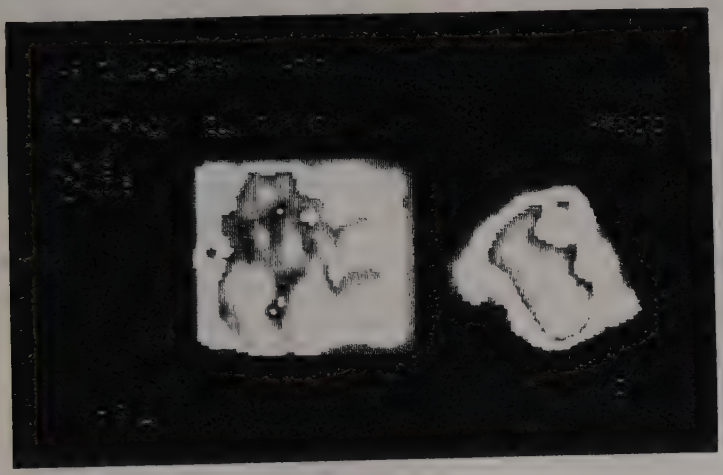

Abb. 8 Amplitudenbild LAO

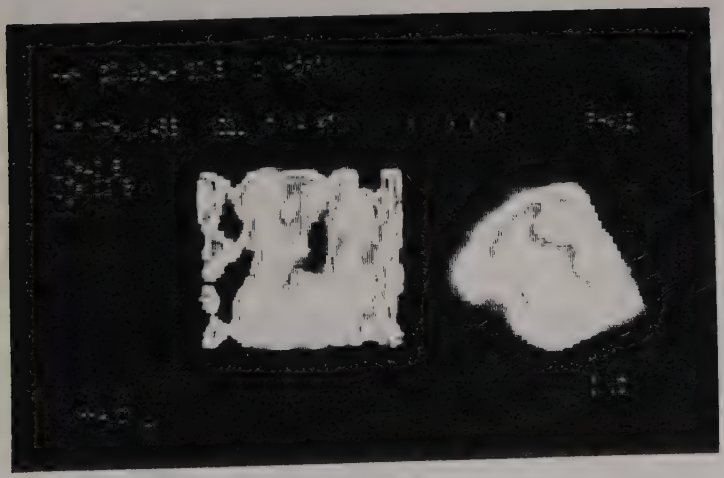

Abb. 9 Phasenbild LAO

Zur Verdeutlichung des Amplituden- und Phasenbildes sind in Fig. 10 und 11 typische Aktivitätskurven aus dem linken Atrium und dem linken Ventrikel dargestellt. (Vgl. Fig. 7) In diese Kurven ist der Verlauf der sinusförmigen Grundschwingung mit entsprechender Phasenlage eingetragen. Wegen der besseren Darstellbarkeit ist diese Grundschwingung um die Hälfte des Betrages des nullten Fourierkoeffizienten in Richtung der positiven y-Achse verschoben.

Weiterhin ist die aus den Bildern zwei bis vierzehn bestimmte Ausgleichsgerade eingetragen. Die Steigung dieser Geraden wird, wie unter 3.3.4.6 beschrieben, zur Herstellung der Trendszintigramme verwendet. Ist sie negativ, wird sie in das 7. funktionelle Bild geschrieben, ist sie positiv, wird sie im 8. Bild, dem Bild der positiven Trends festgehalten.

Fig. 10 entspricht dem Aktivitätsverlauf über einer Matrixzelle im linken Atrium. Die Amplitude beträgt 3.28, die Phase +87.6°. Die Steigung der Ausgleichsgeraden ist +9.3.

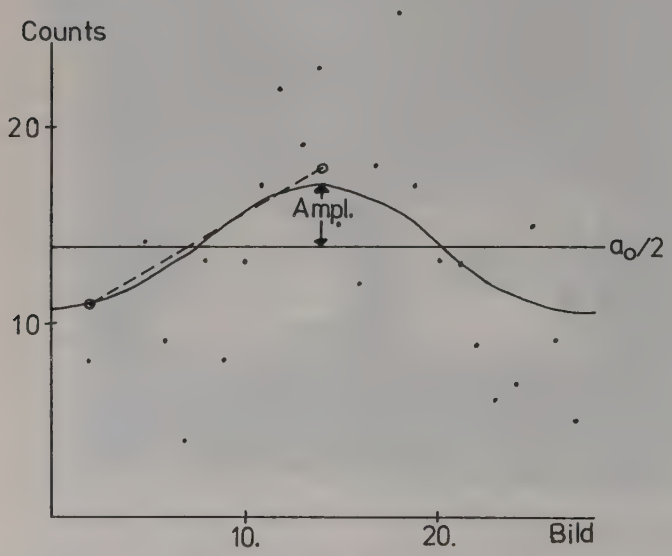

Fig. 10

Fig. 11 stellt den Aktivitätsverlauf über einer Matrixzelle des linken Ventrikels dar.
Die Amplitude beträgt 2.53, die Phase 269°. Die Steigung der Ausgleichsgeraden liegt bei -0.7.

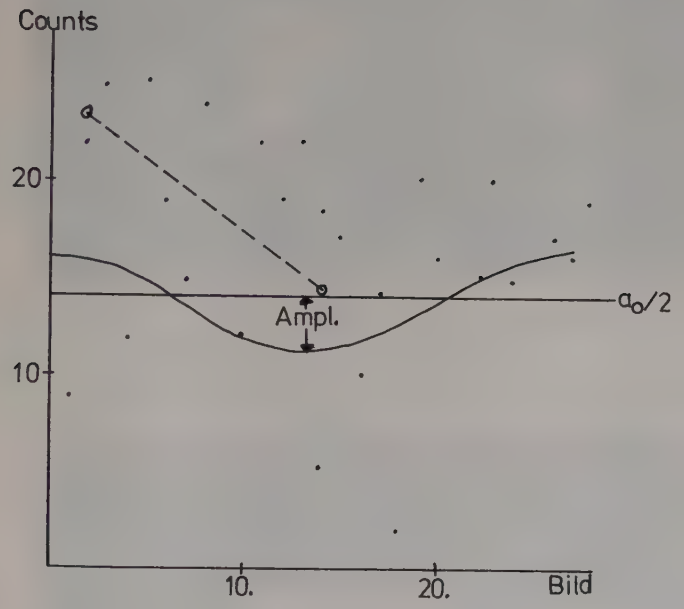

Fig. 11

Abb. 10 zeigt das Color-Table Bild. Die Ventrikel sind rot dargestellt, wobei die Farbe umso intensiver ist, je höher die Amplitude an der betreffenden Stelle ist. Die Aorta ascendens stellt sich ebenfalls rot dar. Das Ventrikelseptum ist an seiner geringen Amplitude, d.h. an der dunkelroten Farbe erkennbar.
Blau stellt sich das rechte Atrium (hellblau, d.h. mit hoher Amplitude) mit einem Teil der Vena cava superior (dunkelblau, mit geringer Amplitude) sowie das linke Atrium in Überlagerung mit dem Truncus pulmonalis dar.

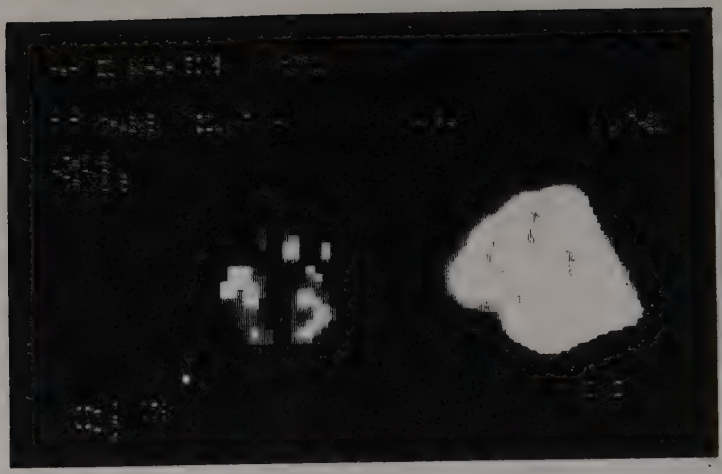

Abb. 10 Color-Table Bild LAO

Abb. 11 ist das Bild der negativen Trends. Hier stellen sich erwartungsgemäß die beiden Ventrikel dar. Die Stellen höchster Intensität, also die Orte, an denen die Kontraktionsgeschwindigkeit am größten ist, entsprechen den Stellen, die auch im Amplitudenbild hohe Intensitäten aufweisen.

In Abb. 12 sind die positiven Trends dargestellt. Die Lokalisation entspricht der Lage der Atrien. Hier zeigt ein Vergleich mit dem Color-Table Bild, daß Stellen mit schneller Relaxation ebenso eine hohe Amplitude aufweisen.

Abb. 11 Negative Trends LAO

Abb. 12 Positive Trends LAO

Abb. 13 stellt die Überlagerung der negativen und positiven Trendszintigramme dar. In diesem Bild ist die Übereinstimmung mit der anatomischen Skizze (Fig. 9) besonders deutlich.

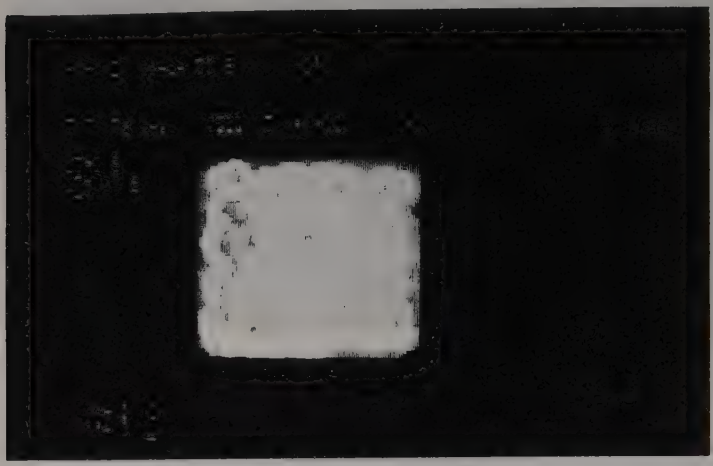

Abb. 13 Negative und positive Trends überlagert. LAO

4.2.1.2 Funktionelle Bilder der GSA-RAO-Studie (Abb. 14 bis 21). Im linken Teil ist das jeweilige funktionelle Bild dargestellt und im rechten Teil ein unkorrigiertes diastolisches Bild aus der Original GSA-Studie in der RAO-Projektion.

In Abb. 14, dem Maxima-Bild, gewinnt man einen Überblick über die Herzkontur. Vorhof und Ventrikel sind nicht voneinander trennbar. Die Aorta ascendens ist im Ansatz zu erkennen. (Vgl. Fig. 12 (22)).

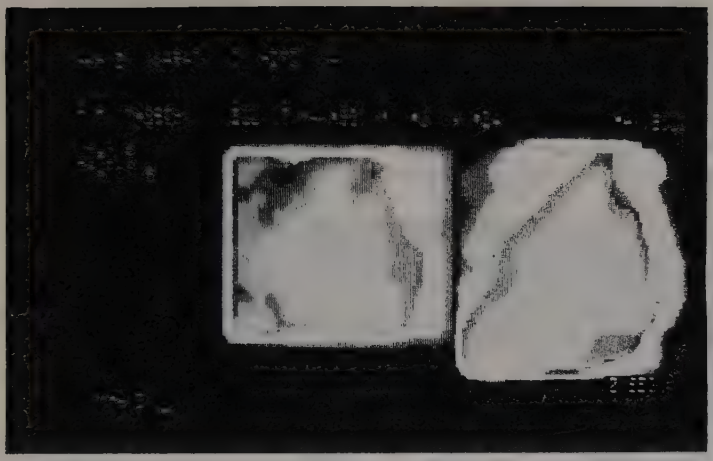

Abb. 14 Maxima-Bild RAO

In Fig. 12 ist eine Übersicht über die Projektion der einzelnen Herzkompartimente im rechten schrägen Durchmesser dargestellt (23). Aus ihr geht die Überlagerung der Atrien und Ventrikel hervor. Zur Frage der Beurteilung der Beweglichkeit in dieser Sicht vgl. 5.2.1

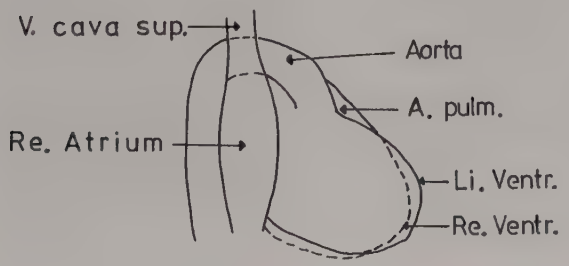

Fig. 12

Abb. 15 zeigt das diastolisch-systolische Differenzenbild. Es stellen sich die Ventrikel dar, die Atrien mit den großen Gefäßen sind schwarz ausgespart. In diesem Bild erkennt man im Bereich der Hinterwand, nahe der Klappenebene, einen Bereich verminderter Intensität. Die Einschränkung der Wandmotilität an dieser Stelle dürfte auf den erlittenen Herzinfarkt zurückzuführen sein.

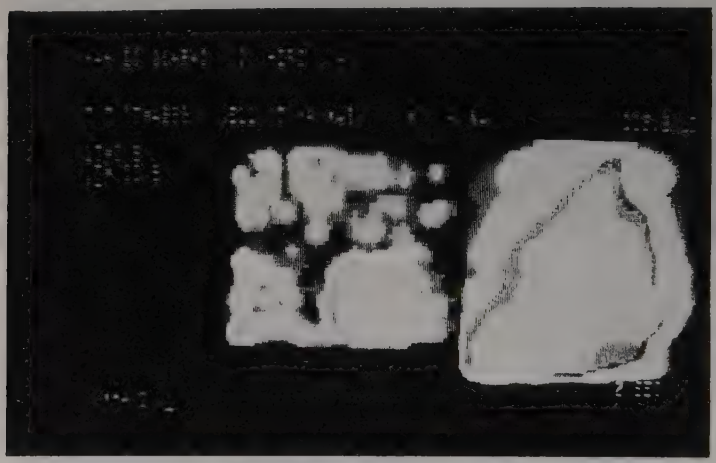

Abb. 15 Differenzenbild RAO

In Abb. 16, dem Gradientenbild, stellt sich dieser Bereich mit erhöhter Intensität dar. Das bedeutet, daß an dieser Stelle die Zone der systolisch-diastolischen Ventrikelexkursionen etwas schmaler ist als der entsprechende Bereich an der Ventrikelvorderwand. Man vergleiche hiermit den breiten Saum mittlerer Intensität an der Herzspitze. Bei der Beurteilung der Motilität aus diesem Bild kommt es weniger auf die absoluten Counts an, sondern vielmehr darauf, ob die Beweglichkeit der Ventrikel an Vorder- und Hinterwand symmetrisch ist.

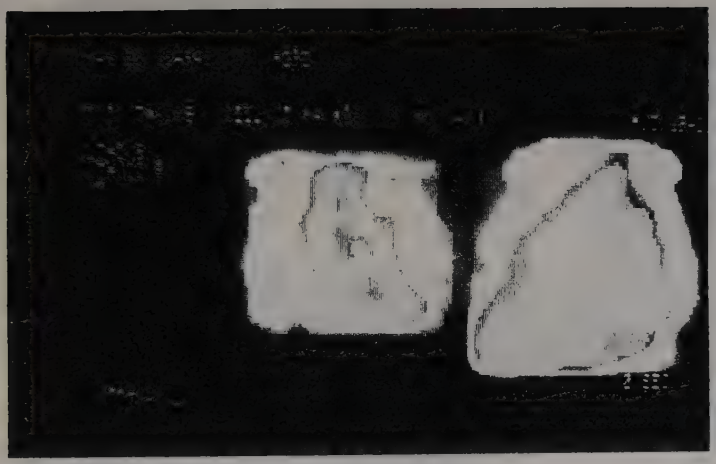

Abb. 16 Gradientenbild RAO

Das Amplitudenbild, Abb. 17, zeigt den verdächtigen Bezirk ebenfalls mit verminderter Intensität. In diesem Bild ist auch die Bewegung der Atrien gut zu erkennen.

Das Phasenbild, Abb. 18, läßt an dieser Stelle nur eine sehr geringe Änderung der Phasenlage erkennen, die nicht als signifikant betrachtet werden kann.

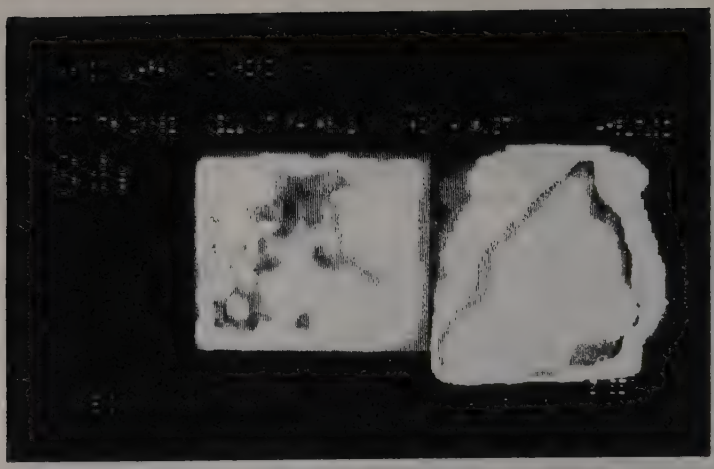

Abb. 17 Amplitudenbild RAO

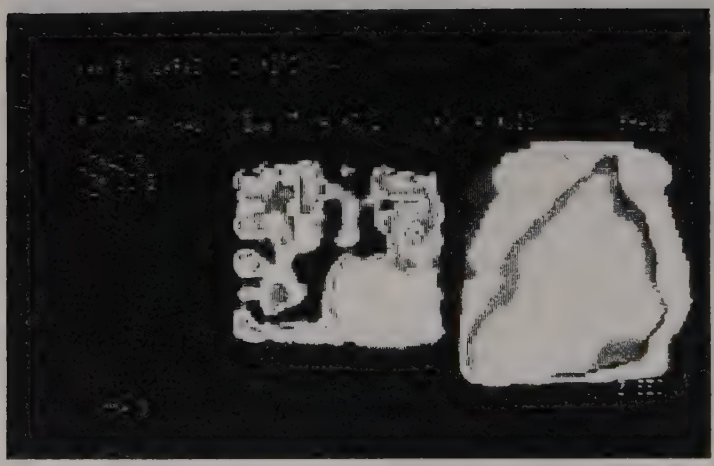

Abb. 18 Phasenbild RAO

Abb. 19 stellt das Color-Table Bild dar. Der Bereich der Ventrikel ist an der roten Farbe gut erkennbar. Im Bereich der Herzspitze herrschen die hohen Amplituden vor. Der in den vorherigen Bildern aufgefallene Bezirk der Hinterwand ist auch in diesem Bild erkennbar. An der dunkelblauen Farbe ist das Gebiet der großen Gefäße zu erkennen. Die Atrien stellen sich mit intensiverem Blau, also höherer Amplitude dar.

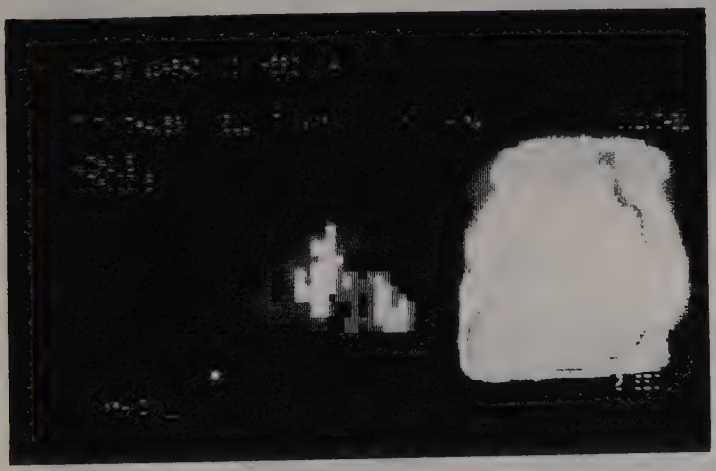

Abb. 19 Color-Table Bild

Abb. 20 zeigt die Verteilung der negativen Trends. In diesem Bild herrscht an der Stelle eingeschränkter Beweglichkeit eine geringere Intensität vor. Das bedeutet, daß die Ausgleichsgeraden an diesem Ort eine geringere Steigung haben, d.h., daß die Kontraktionsgeschwindigkeit hier im Vergleich zum übrigen linken Ventrikel geringer ist.
In Abb. 21, dem Bild der positiven Trends, ist der Vorhofbereich gut zu sehen.

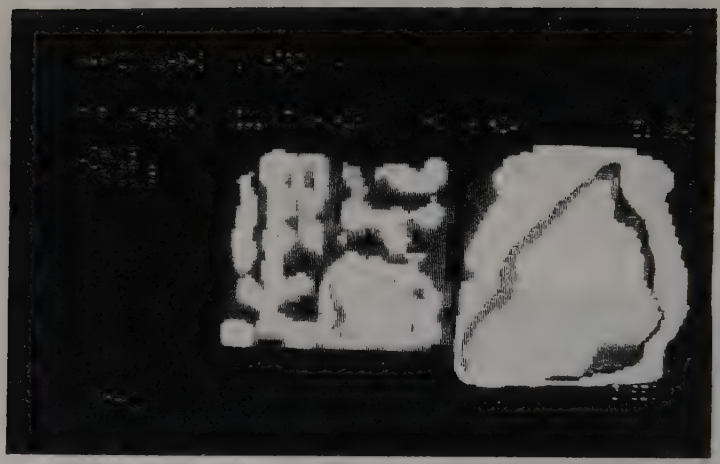

Abb. 20 Negative Trends RAO

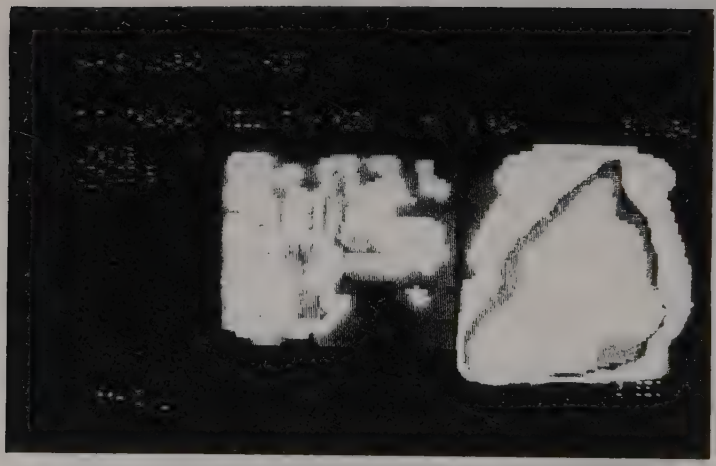

Abb. 21 Positive Trends RAO

4.2.1.3 Slicings in RAO

Wie unter 3.3.5 erwähnt, wurde der auffällige Bezirk der Hinterwand nun mit Slicings in der Original GSA-RAO-Studie untersucht, um den Verdacht zu überprüfen. Hierzu sind in der RAO-Studie vier Schnitte in der Vertikalen durch den Ventrikel gelegt und die Schnittkurven aus Diastole und Systole verglichen worden. Siehe Fig. 13. Die gestrichelten Kurven gelten für das systolische, die ausgezogenen Kurven für das diastolische Bild. Im Schnitt durch die 17. Spalte, die den verdächtigen Bezirk trifft, ist im Vergleich zu den anderen Schnitten eine deutliche Verminderung der Motilität der Hinterwand vorhanden.

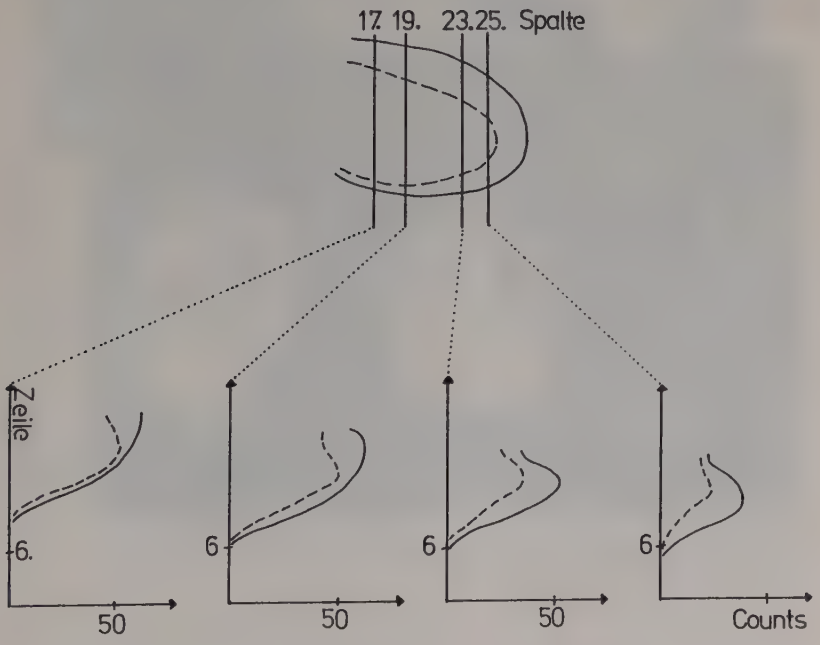

Fig. 13

Im Folgenden werden in ausgewählten Bildern die markanten pathologischen Befunde zweier Patienten dargestellt.

4.2.2 Studie eines Patienten, der nach einem vor Jahren durchgemachten Hinterwandinfarkt einen erneuten Infarkt erlitten hat. (Abb. 22 bis 33)

4.2.2.1 Einzelne funktionelle Bilder der LAO-Studie. (Abb. 22 bis 27). Zum Vergleich ist im rechten Teil der Abbildungen ein Bild aus der Linksherzphase der Boluspassage dargestellt.

In Abb. 22, dem Differenzenbild, ist ein ausgedehnter hypokinetischer Bezirk im Bereich der Herzspitze zu sehen. Die Ausdehnung dieses Bereiches wird aus dem Vergleich mit dem Bild aus der Boluspassage deutlich. Die Motilitätsminderung ist am linken Ventrikel stärker ausgeprägt als am rechten.

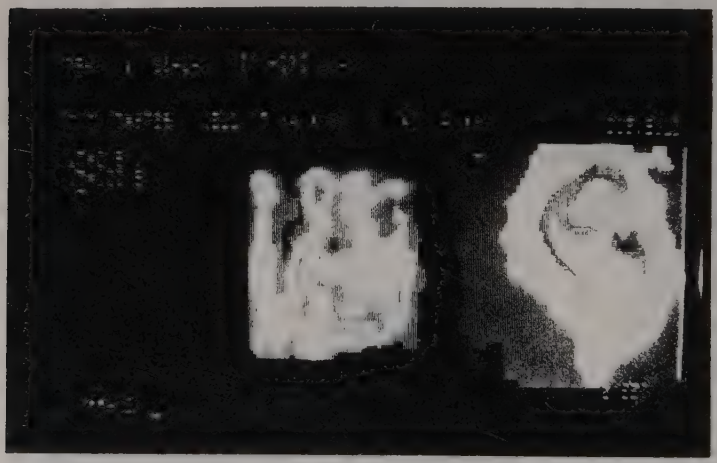

Abb. 22 Differenzenbild LAO

Abb. 23 zeigt das Gradientenbild. Das Gebiet, welches im Differenzenbild durch seine geringe Intensität auffiel, ist hier besonders hell dargestellt. In diesem Wandteil ist also die Ventrikelexkursion gering. Es fällt wieder auf, daß der linke Ventrikel stärker betroffen ist als der rechte.

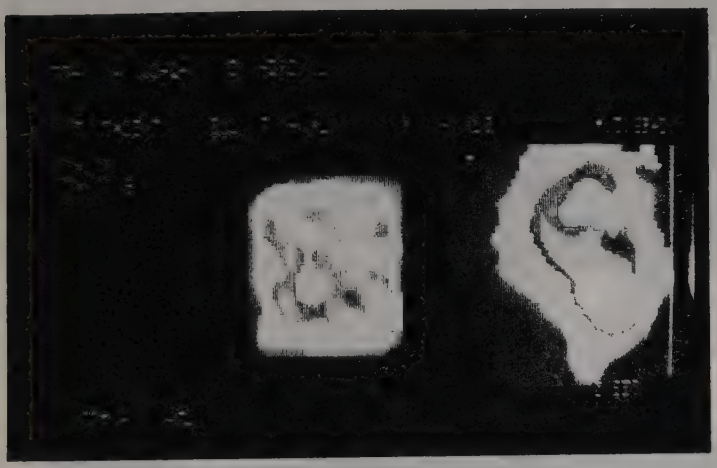

Abb. 23 Gradientenbild LAO

Abb. 24, das Amplitudenbild, sieht dem Differenzenbild sehr ähnlich. Auch hier zeigt sich eine Verminderung der Motilität an der gleichen Stelle.

Im Phasenbild, der Abb. 25, fällt der Bezirk durch eine Änderung der Phasenlage ("Phasenshift" (5)) auf. Diese Änderung macht sich als Störung des normalerweise konzentrischen Musters bemerkbar.

Abb. 24 Amplitudenbild LAO

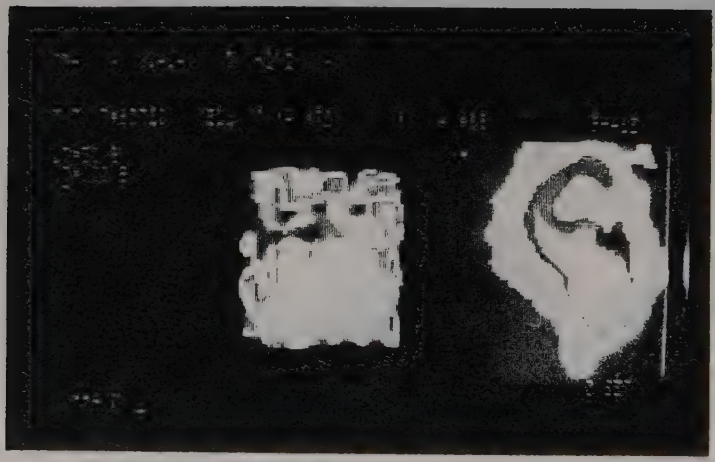

Abb. 25 Phasenbild LAO

Abb. 26 zeigt das Color-Table Bild. Linkes und rechtes Atrium sind blau dargestellt, die Ventrikel sind rot. In diesem Bild sieht man sofort den hypokinetischen Bezirk an der Spitze des linken Ventrikels.

Abb. 26 Color- Table Bild LAO

In Abb. 27 sind die negativen Trends dargestellt. In Übereinstimmung mit den vorher erhobenen Befunden zeigt sich auch hier, daß die Kontraktionsgeschwindigkeit an der Spitze der linken Herzkammer deutlich vermindert ist.

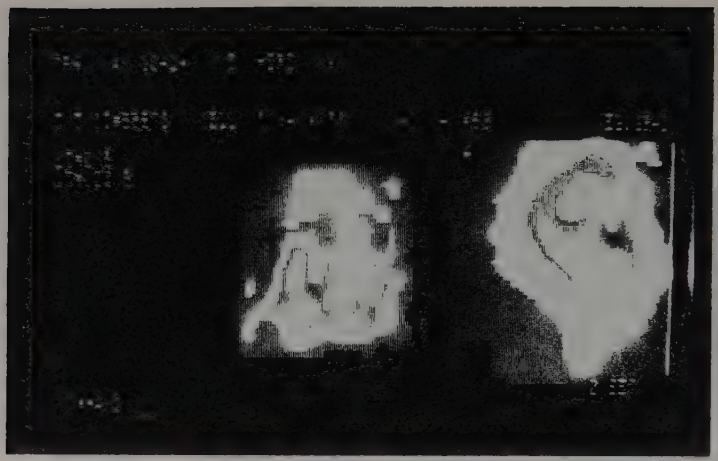

Abb. 27 Negative Trends LAO

4.2.2.2 Slicings in LAO

In Fig. 14 sind in LAO vier waagerechte und vier senkrechte Schnitte durch diastolische und systolische Bilder der GSA-Orighalstudie dargestellt. Die systolischen Schnittkurven sind gestrichelt, die diastolischen Kurven ausgezogen gezeichnet. Bei den horizontalen Schnitten fällt in den Kurven aus den Zeilen 14, 12 und 10 eine ausgeprägte Motilitätseinschränkung im Bereich der Vorder-Seitenwand auf.

Diese Einschränkung zeigt sich besonders deutlich in den vertikalen Schnittkurven.

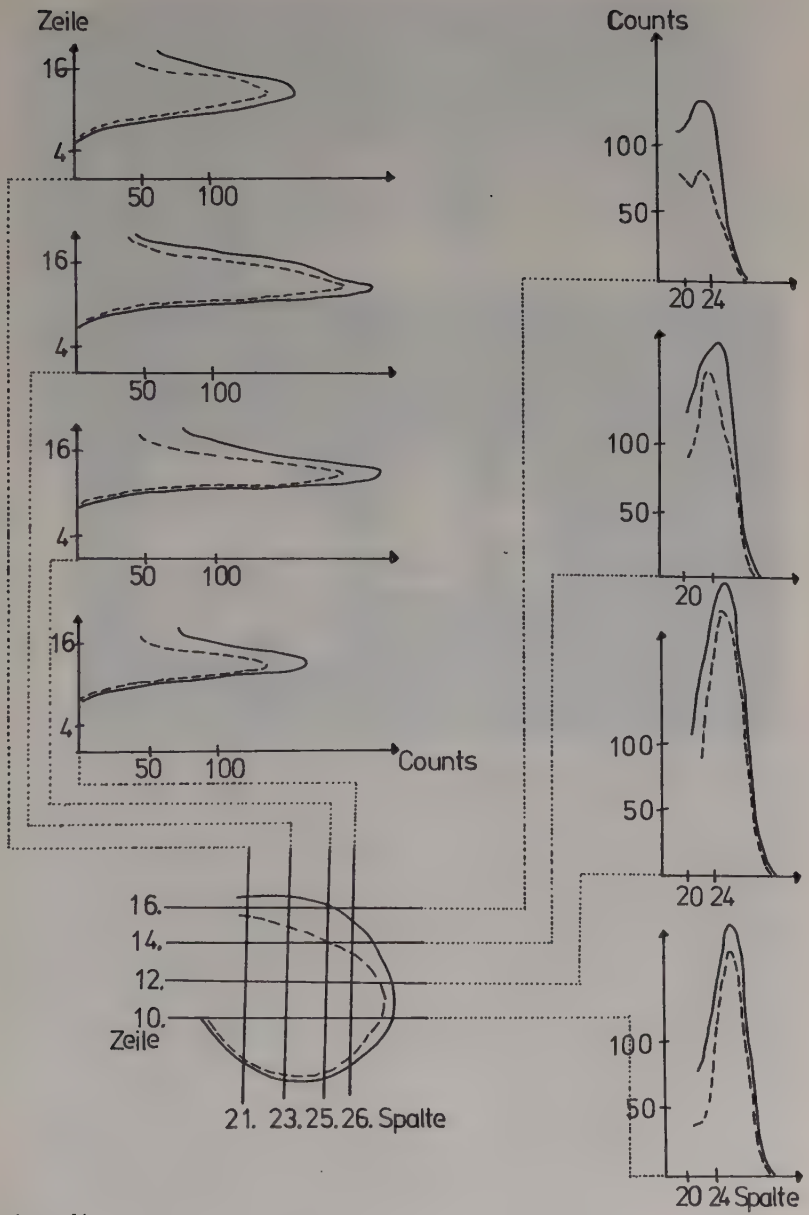
Zeile
16
4
50
100
Counts
100
50
20 24
20
Counts
16.
14.
12.
10.
Zeile
21. 23. 25. 26. Spalte
20 24 Spalte

Fig. 14

4.2.2.3 Einzelne funktionelle Bilder der RAO-Studie (Abb. 28 bis 33). Zum Vergleich ist im rechten Teil der Abbildungen ein unkorrigiertes Bild der GSA-RAO-Studie dargestellt.

In Abb. 28, dem Differenzenbild, wird deutlich, daß der akinetische Bereich sich nicht nur an der Herzspitze befindet, sondern auch einen großen Teil der Hinterwand betrifft.

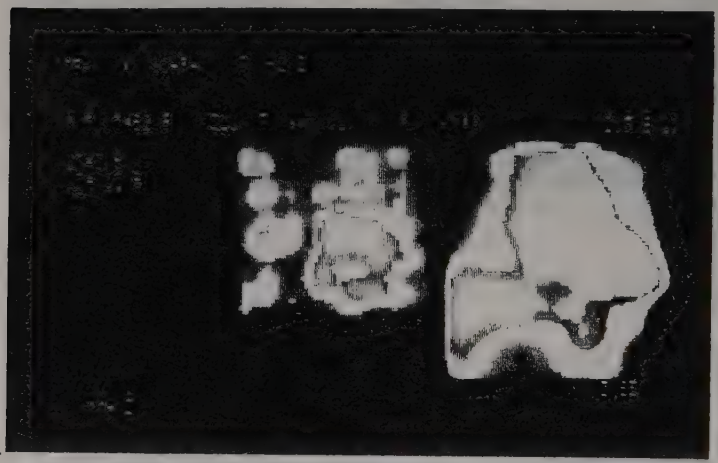

Abb. 28 Differenzenbild RAO

Das Gradientenbild, Abb. 29, zeigt ausgedehnte Teile der Herzspitze und der Hinterwand mit hoher Intensität. Lediglich der Teil der Vorderwand, der sich im Differenzenbild als normal darstellt, weist eine mittlere Intensität auf. Vergleicht man dieses Bild mit der Abbildung 16, dann wird das Ausmaß der Bewegungseinschränkung besonders deutlich.

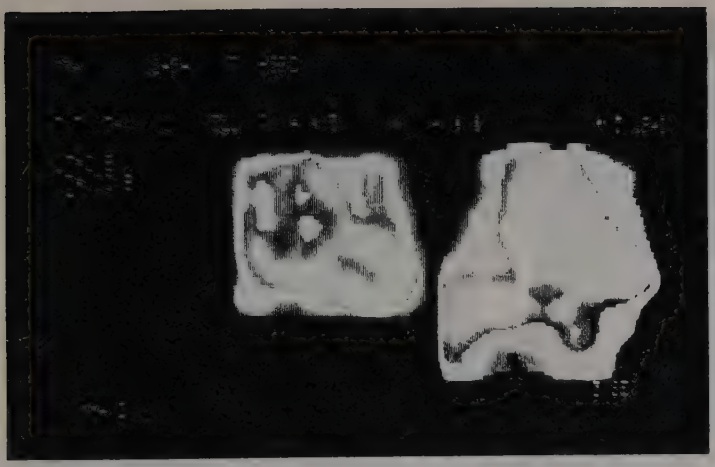

Abb. 29 Gradientenbild RAO

Abb. 30 zeigt das Amplitudenbild. Ähnlich wie im Differenzenbild ist die verminderte Wandmotilität erkennbar.

In Abb. 31, dem Phasenbild, fällt vor allem eine Störung an der Herzspitze auf. Hier ist der Phasenshift (5) gut zu erkennen. Die Infarktnarbe im Bereich der Hinterwand stellt sich in diesem Bild allerdings nicht dar.
Hier wird erkennbar, daß bei der Auswertung mit funktionellen Bildern nicht so sehr das einzelne Bild entscheidend ist, sondern die Sicherung eines pathologischen Befundes in verschiedenen Bildern, die auf verschiedene Weise erzeugt werden.

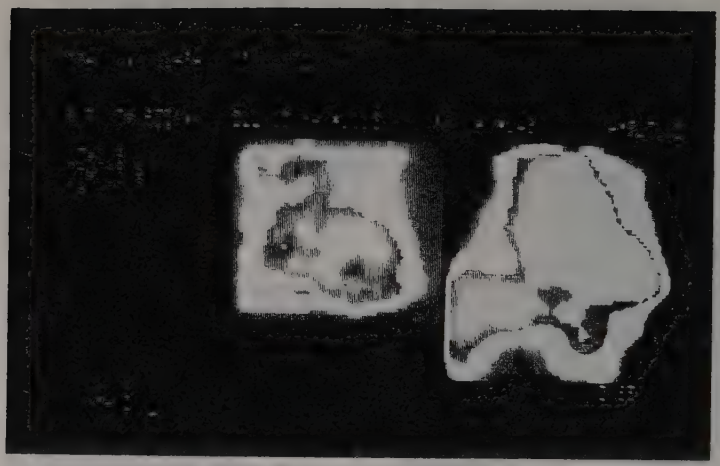

Abb. 30 Amplitudenbild RAO

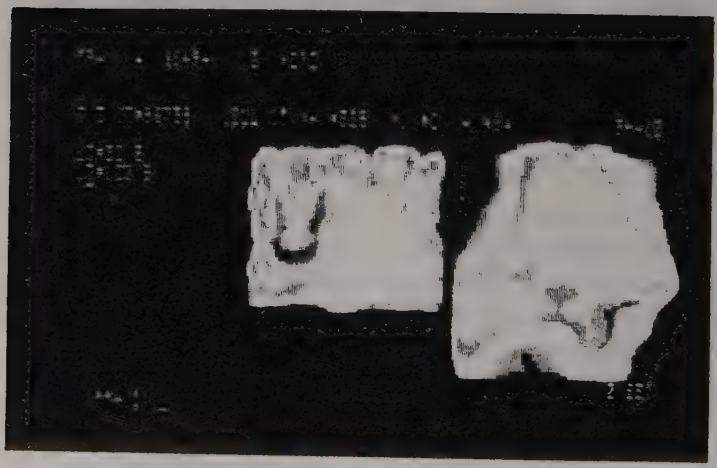

Abb. 31 Phasenbild RAO

In Abb. 32, dem Color-Table Bild, ist der Befund rasch erkennbar.

Abb. 32 Color-Table Bild

Der ausgedehnte hypokinetische Bereich fällt noch einmal im Bild der negativen Trends, Abb. 33, durch verminderte Kontraktionsgeschwindigkeit auf.

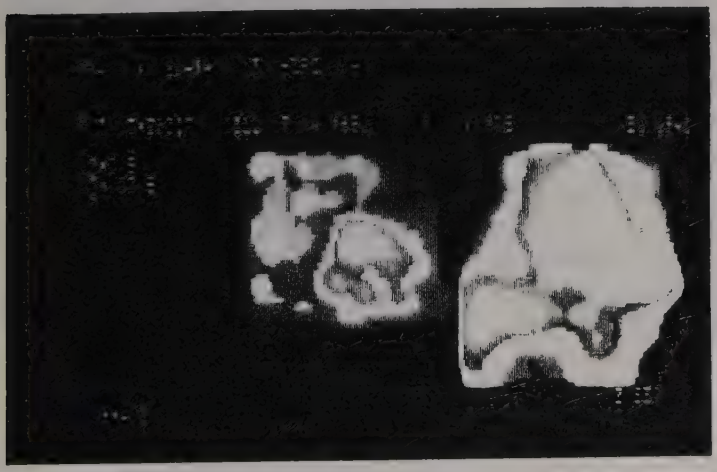

Abb. 33 Negative Trends RAO

4.2.2.4 Slicings in RAO

In Fig. 15 sind drei senkrechte Schnitte durch den Ventrikel in RAO gelegt. Die systolischen Schnittkurven sind gestrichelt, die diastolischen Kurven ausgezogen gezeichnet. In allen drei Schnitten fällt die ausgedehnte Einschränkung der Wandbeweglichkeit auf, die sich über die gesamte Hinterwand bis zur Herzspitze erstreckt.

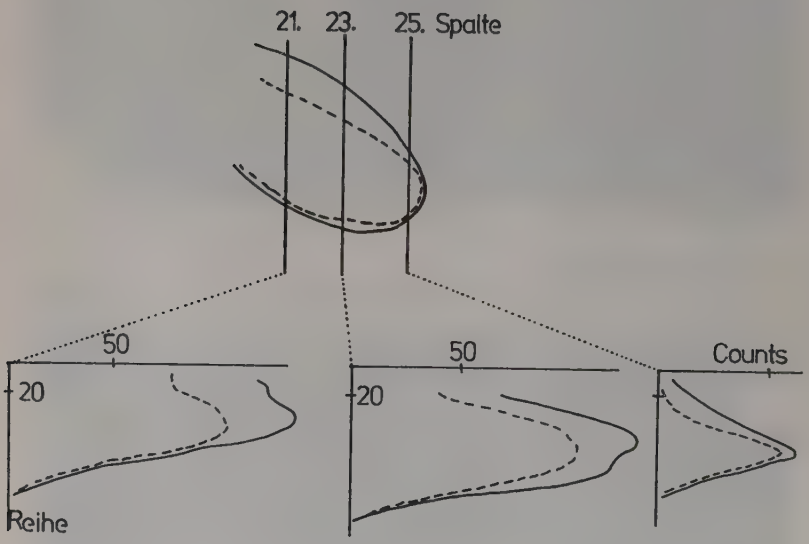

Fig. 15

4.2.3 Studie eines Patienten mit cinéangiographisch nachgewiesenem Aneurysma der Herzspitze. (Abb. 34-37)

4.2.3.1 Ausgewählte funktionelle Bilder der RAO-Studie (Abb. 34-36) Zum Vergleich ist im rechten Teil der Abbildungen ein unkorrigiertes Bild der GSA-RAO-Studie dargestellt.

In Abb. 34, dem Maxima-Bild, ist das ausgedehnte Aneurysma deutlich zu sehen.

Abb. 34 Maxima-Bild RAO

Sowohl im Differenzenbild, Abb. 35, als auch im Amplitudenbild, Abb. 36, stellt sich der Aneurysma-Bereich nicht dar. Das heißt, daß dieser Bezirk sich während der Systole nicht entleert und bis auf zwei kleine Bezirke der Vorder- und Hinterwand der aneurysmatischen Aussackung, die sich im Amplitudenbild mit geringer Intensität darstellen, an der Kontraktion nicht teilnimmt.

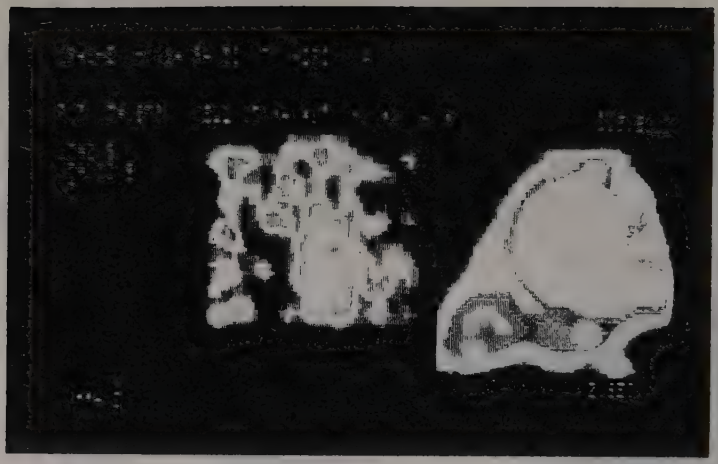

Abb. 35 Differenzenbild RAO

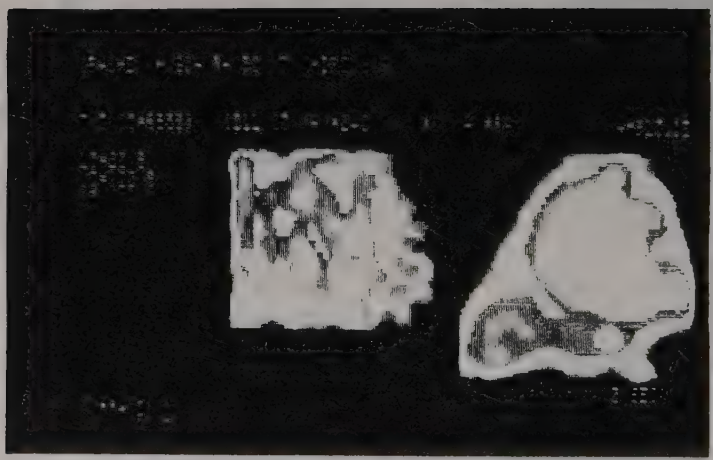

Abb. 36 Amplitudenbild RAO

4.2.3.2 Maxima-Bild aus der Studie in der frontalen Sicht

In Abb. 37, dem Maxima-Bild, das aus der frontalen Studie berechnet wurde, ist das Aneurysma wieder gut zu erkennen. Aus dieser Sicht kann nun auch entschieden werden, daß das Aneurysma sich am linken Ventrikel befindet.

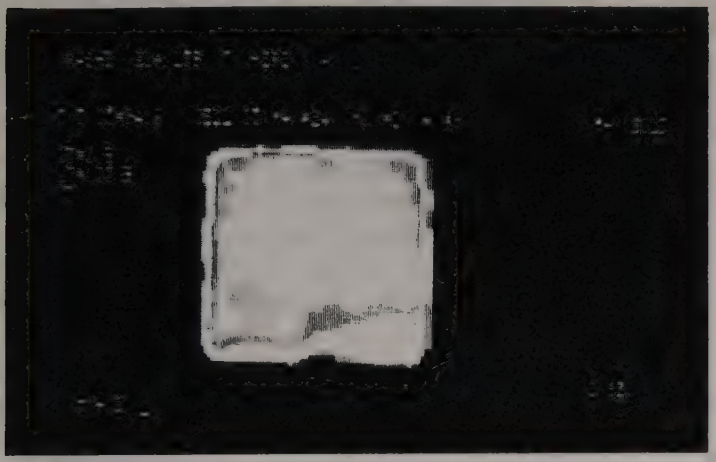

Abb. 37 Maxima-Bild. Frontale Sicht

4.2.3.3 Slicings in LAO

In dem repräsentativen Zyklus aus LAO wurden nun noch Slicings hergestellt (Fig. 16). Die diastolischen Schnittkurven sind wieder ausgezogen, die systolischen gestrichelt gezeichnet.

Es fällt auf, daß das Aneurysma sich stellenweise gegenphasisch bewegt, d.h., daß sich die aneurysmatische Aussackung erst in der Systole füllt (15).

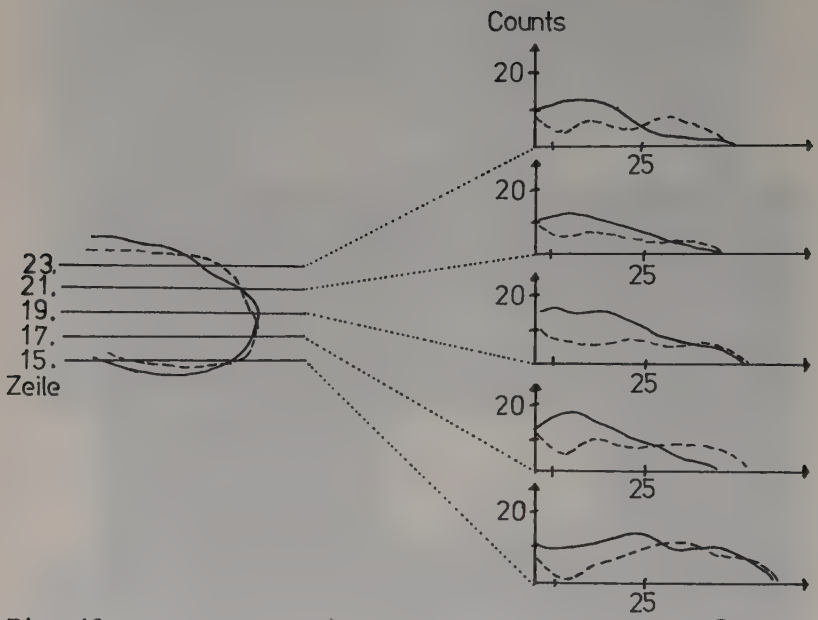

Fig. 16

5. Diskussion

5.1 Vorbemerkung

Der im Kapitel Methodik vorgestellte Auswertegang wurde in der beschriebenen Form auf etwa 10 Studien angewandt. Daher können über die endgültige Reproduzierbarkeit der gewonnenen Ergebnisse noch keine sicheren Aussagen gemacht werden. Wie in der Problemstellung bereits gesagt, wurden auch bewußt verschiedene Auswertestrategien ausprobiert, die mitunter zu ähnlichen Ergebnissen führen mögen. Aber nur auf diesem Wege kann durch weitere klinische Erprobung sichergestellt werden, welche Verfahren mit geringstem Aufwand zu den besten Ergebnissen führen bzw. welche Methode bei vorgegebener Fragestellung die aussagekräftigste ist.

5.2 Datenakquisition

5.2.1 Kameraeinstellungen

Es hat sich im Verlauf der Auswertungen gezeigt, daß der links- und rechtsschräge Durchmesser die besten Resultate liefern. In LAO sind die Ventrikel bei normaler Herzlage getrennt sichtbar, da das Septum orthograd getroffen wird. Wenn die Kamera sodann um 10° nach kranial gekippt wird, stellen sich auch große Teile der Atrien dar. Allerdings sind die Exkursionen der Ventrikelwand in LAO nicht sehr groß. Aus diesem Grund wird auch ein repräsentativer Zyklus im rechten schrägen Durchmesser erzeugt. In dieser Bildserie läßt sich dann die Wandbeweglichkeit des Herzens gut beurteilen. Wie andere Untersuchungen mit hochauflösenden Kollimatoren zeigen (10), steht in RAO die Wand des rechten Ventrikels zwar etwas tiefer als die des linken, jedoch stellen sich Motilitätsstörungen der Hinterwand des linken Ventrikels dennoch gut dar. Der Grund hierfür liegt darin, daß sich beide Ventrikel normalerweise symmetrisch zur Längsachse des Herzens einwärts bewegen, so daß nach Kontraktion des rechten Kompartimentes

der Blick auf hypo- bzw. akinetische Bezirke des linken Herzens freigegeben wird.(28).
Die Herstellung von repräsentativen Zyklen aus der frontalen Sicht wurde für spezielle Fragestellungen (z.B. Untersuchung von Aneurysmen) vorbehalten, da sich in dieser Projektion die Ventrikel so überlagern, daß eine Beurteilung der Wandbeweglichkeit nicht möglich ist. Auch linksanliegende Aufnahmen brachten gegenüber der RAO-Projektion keine entscheidenden Vorteile.

5.2.2 GSA-Aufnahmen

Ein wesentlicher Vorteil der Aufnahme repräsentativer Zyklen nach der Gleichverteilung besteht darin, daß diese Aufnahmen wiederholbar sind ohne daß nochmals Aktivität gespritzt werden müßte.So kann man, falls in LAO das Septum nicht orthograd getroffen wurde oder die Zählrate zu gering ist, die Aufnahme mit veränderter Kameraeinstellung bzw. verlängerter Aufnahmedauer wiederholt werden.

Die Verwendung des Datenakquisitionsprogrammes CARDIAC brachte bei einigermaßen rythmischen Herzaktionen gute Ergebnisse. Ein ernstes Problem stellt allerdings der Patient mit absoluter Arrythmie dar. Denn wenn z.B. viele Zyklen kürzer sind als das anfänglich gemessene Gate-Intervall, so beginnt der Wegschreibezyklus beim Eintreffen des nächsten Triggersignales bevor das letzte Bild des repräsentativen Zyklus erreicht ist. Aus diesem Grund enthalten dann im endgültigen Zyklus die letzten Bilder weniger Counts als die ersten. Das Ausmaß der Arrythmie wird deutlich, wenn man die Kurve der Total-Counts, d.h. die Gesamtzahl der Counts pro Bild aufträgt. Im Normalfall sollten, bis auf das letzte oder vorletzte Bild, in jeder Matrix diese Gesamtcounts etwa gleich sein (Vgl. Fig. 17 a). Liegt jedoch eine ausgeprägte Arrythmie vor, so beginnt eventuell schon in der Mitte des Zyklus der abfallende Teil dieser Kurve. (Vgl. 17 b).

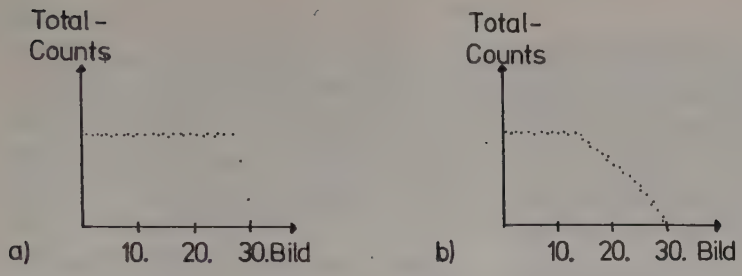

Fig. 17

Für die Auswertung mit Hilfe des Programms FOURIE wurde nur der Teil der Bildserie verwendet, in dem die Total-Counts konstant blieben. Die Berechnung des Maxima-, Differenzen-, Steigungs- und Trendbildes blieb hierdurch unbeeinflußt. Denn für diese Bilder wird im wesentlichen der systolische Teil der Bildserie benötigt. In diesem Teil, der etwa bis zur Mitte des repräsentativen Zyklus reicht, macht sich die Arrythmie praktisch nicht bemerkbar, da Störungen des Herzrythmus weitgehend nur die diastolische Phase betreffen (10). Hierin liegt die Bedeutung der R-Zacken Triggerung, denn auf diese Weise ist das erste Bild in der Enddiastole aufgenommen und die Bilder während der Ventrikelsystole werden, durch Arrythmien kaum beeinflußt, phasengerecht aufaddiert.

Bei der Berechnung des Amplituden- und Phasenbildes werden dagegen auch die Bilder aus der diastolischen Phase benötigt. Hierbei spielt es dann eine große Rolle, wo der Zyklus außer Phase gerät. Sind lediglich die letzten Bilder betroffen, so hat dies kaum einen Einfluß. Fällt die Total-Count Kurve aber bereits in der Mitte des Zyklus, dann ist die Aussagekraft dieser beiden Bilder und des aus ihnen abgeleiteten Color-Table Bildes sehr gering.

Versuche, die Bilder, deren Zählrate im Vergleich zu den ersten Bildern des Zyklus absank, mit einem entsprechenden Faktor zu multiplizieren, führten hinsichtlich des Amplituden- und Phasenbildes zu unbefriedigenden Resulta-

ten.
Bei diesem Problem hift auch der in CARDIAC eingebaute Mechanismus, der die Zyklen nach zu langen oder zu kurzen Herzaktionen verwirft,nicht weiter. Denn der eigentliche "falsche" Zyklus ist ja bereits addiert worden. Der Sinn dieses Verfahrens liegt vielmehr darin, postextrasystolische Pausen auszuschalten.
Einen Ausweg aus diesem Dilemma bietet nur die Aufnahme im physiologischen List-Mode. (9,20). Diese Akquisitionsmethode wurde wegen mangelnder Plattenkapazität und der langen Rechendauer zur Erzeugung eines repräsentativen Zyklus jedoch nicht verwendet.

5.3 Zählstatistik

Nach Schad (26,27) sind ca. 30000 Counts im gesamten diastolischen Bild ausreichend um die Motilität des Herzens zu beurteilen. Dies entspricht ca. 9000 Counts über dem linken Ventrikel.
Bei den durchgeführten Untersuchungen wurden im Mittel in drei Minuten etwa 220 Herzaktionen registriert, von denen etwa 20 verworfen wurden. Bei 15 MilliCurie gespritzter Aktivität ergaben sich dann etwa 50000 Counts im diastolischen Bild (= 85.4 Counts pro cm^2) bzw. 11000 Counts über dem linken Ventrikel (= 94 Counts pro cm^2).

5.4 Backgroundkorrektur

Das beschriebene Korrekturverfahren hat den Vorteil, Stellen mit stärkerem Untergrund durch Interpolation stärker zu korrigieren als Orte mit geringer Backgroundstrahlung. Dies zeigt sich deutlich daran, daß in der Backgroundmatrix der durch die Rechteckregion abgeschnittene Teil der Leber wieder erzeugt wird. (Vgl. Abb. 1 und 3).
Um Artefakte zu vermeiden kann dieses Verfahren nur bei zeitlich einigermaßen konstantem Untergrund verwendet werden. Diese Voraussetzung ist bei Poolaufnahmen im wesentlichen erfüllt. Die in der Backgroundmatrix auftretenden Streifen müssen allerdings als Arte-

fakte betrachtet werden. (Vgl. Abb. 3)
Manchmal läßt sich auch bei nicht ganz exaktem Einstellen der Gamma-Kamera ein Anschneiden des Aortenbogens nicht vermeiden. Dies führt dann zu Überkorrekturen, da zwischen den am Ober- und Unterrand des Rechteckes angechnittenen Aortenstücken interpoliert wird. Die Aorta wird so in der Backgroundmatrix erzeugt und vom Originalbild abgezogen. (Vgl. Abb. 1)
Im Mittel wurden vom Originalbild zwischen 30% und 40% abgezogen. Da es aber bei der beschriebenen Auswertemethode mehr auf die optische Erkennung von Strukturen ankommt, spielt der quantitative Aspekt dieser Korrektur keine große Rolle. So waren i.a. erst nach der Korrektur in LAO das Septum und in RAO die Klappenebenen erkennbar.

5.5 Funktionelle Bilder

5.5.1 Maxima-Bild

Dieses Bild sollte die Konturen des Herzens erkennen lassen und bei der weiteren Auswertung als Vergleich dienen. Außer einem Aneurysma waren in diesem Bild keine pathologischen Befunde zu erheben.

5.5.2 Differenzenbild

Das Differenzenbild stellt eine einfache Möglichkeit dar, sich einen Überblick über die regionale Wandbeweglichkeit zu verschaffen. Diese Differenzen stellen nach Schad (28) die regionale Verteilung des Schlagvolumens dar. Aus diesem Bild kann auch leicht das Bild der lokalen Ejection-Fraction konstruiert werden. (17).
In den meisten Fällen konnten pathologische Veränderungen bereits im Differenzenbild erkannt werden. Dieses Bild stimmte auch immer sehr gut mit dem Amplitudenbild überein. Dies zeigt sich, wenn man die,auf die gespritzte Aktivität und die Zahl der aufgenommenen Zyklen normierten Zählraten im Amplituden- und Differenzenbild gegeneinander aufträgt. (Vgl. Fig. 18).

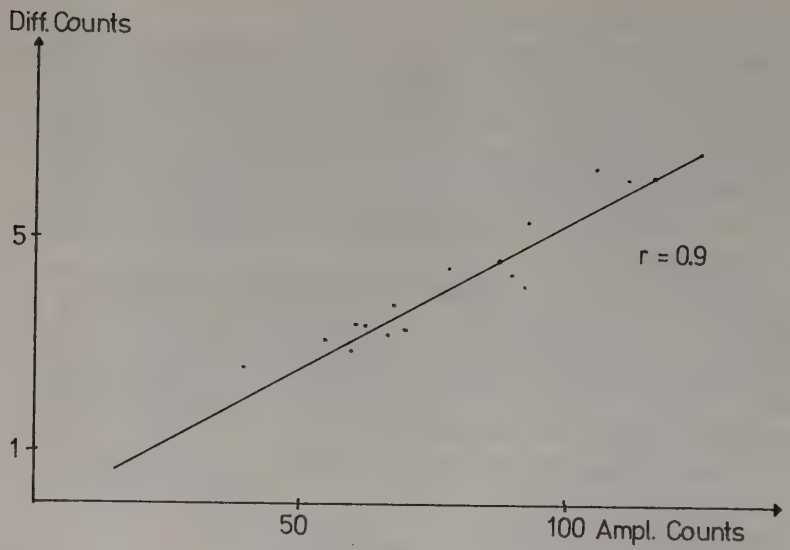

Fig. 18

5.5.3 Gradientenbild

In diesem Bild sollten akinetische Stellen besonders hervorgehoben, bzw. mit hoher Intensität dargestellt werden. Im Normalfall war das Herz in diesem Bild von einem breiten Saum mittlerer Intensität umgeben. Bei den Patienten, die einen Hinterwandinfarkt durchgemacht hatten, konnten in diesem Bild in RAO die Infarktnarben dargestellt werden.

Die absoluten Zählraten in diesem Bild scheinen ein Maß für die Beweglichkeit der Herzwand zu sein. So schwankten die, auf eine Matrixzelle, die gespritzte Aktivität und die Zahl der aufgenommenen Zyklen normierten Counts in RAO zwischen 1.8 und 6.6 und in LAO zwischen 4.03 und 10.48. Dabei wurde der niedrigste, d.h. beste Wert bei einem Patienten mit Aortenklappenersatz, also einem annähernd Herzgesunden, und der höchste Wert bei einem Patienten mit Herzinfarktrezidiv gefunden.

5.5.4 Amplituden- und Phasenbild
Das Amplitudenbild entsprach weitgehend dem Differenzenbild, konnte jedoch manchmal noch genauere Aufschlüsse geben, da die Analyse der Grundschwingung innerhalb jeder Matrixzelle im Prinzip einer sehr guten Glättung entspricht, die gegenüber statistischen Schwankungen wenig anfällig ist. Insbesondere ist in RAO darauf zu achten, ob die Bewegung symmetrisch zur Längsachse des Herzens ist. (28).
Bei der Auswertung des Phasenbildes konnte durch Schwellensetzung der Bereich zwischen 180° und 360°, der den Ventrikeln entspricht, dargestellt werden. Stellen ausgeprägter Infarktnarben stellten sich durch den sog. Phasenshift (6) dar. Es konnten allerdings nicht alle Infarktgebiete auf diese Weise dargestellt werden. Voraussetzung ist, daß der Patient einen einigermaßen stabilen Herzrythmus hat. (Vgl. 5.2.2)

5.5.5 Color-Table Bild
Dieses Bild diente vor allem der Bereichsidentifizierung. Ein Nachteil besteht darin, daß es nicht mit den üblichen Gamma-11 Interpolations- und Glättungsmethoden bearbeitet werden kann, denn zwischen den künstlich festgesetzten Counts ist eine Mittelung nicht erlaubt. Es wurde versucht, diesem Nachteil dadurch abzuhelfen, daß das Amplituden- und Phasenbild vor der Berechnung geglättet wurden. Dies führte zu einer deutlichen Verbesserung.
Die Darstellung der vier Phasenbereiche mit vier verschiedenen Farben erschwerte die Interpretation und brachte gegenüber der zweifarbigen Darstellung keine Vorteile.

5.5.6 Trendszintigramme
Das Bild der negativen Steigungen ließ eine Beurteilung der Kontraktionsgeschwindigkeit der Ventrikel zu, während man im Bild der positiven Steigungen die Relaxationsgeschwindigkeit der Vorhöfe erkennen konnte.

5.6 Verlassene Strategien

Während der Auswertungen wurden die folgenden Analyseverfahren ausprobiert und wegen zu geringer Aussagekraft wieder verlassen :

5.6.1 Repräsentative Zyklen aus der Erstaktivitätspassage (1,4,11)

Zu diesem Zweck war das Basic-Programm REPCYC (U. Noelpp (Bern)) von W. Müller-Schauenburg und U. Noelpp auf Fortran umgeschrieben worden. Weiterhin wurde dieses Programm dann dahingehend modifiziert, daß nicht die R-Zacke des EKG sondern die Maxima der Aktivitätskurve über einer Region im linken Ventrikel als Triggersignal verwendet wurden. (Sog. "Auto-Gating" (29)). Die Region für die Aktivitätskurve wurde über der Spitze des linken Ventrikels gesetzt, um die Schwankungen zwischen Diastole und Systole gut sehen zu können. Markiert wurden im absteigenden Kurventeil jeweils vier oder fünf Maxima. (Vgl. Fig. 19. Markierte Maxima eingekreist)

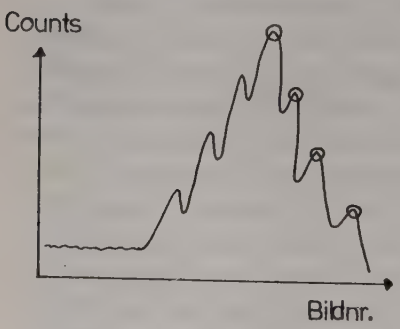

Fig. 19

Vom Programm wurde dann eine mittlere Zykluslänge als Mittelwert der Abstände der einzelnen Maxima bestimmt. Dann wurden die Bilder phasengerecht aufeinanderaddiert. D.h. 1. Max. + 2. Max. ..., 1. Bild nach 1. Max. + 1. Bild

nach 2. Max. u.s.w.. Auf diese Weise ergab sich ein repräsentativer Zyklus, der bei einer Aufnahmefrequenz von 24 Bilder pro Sekunde, aus etwa 12 Bildern bestand und aus 4 bis 5 Zyklen berechnet war.
Diese Zyklen sind aber für eine Motilitätsanalyse weniger geeignet als die Zyklen nach der Gleichverteilung. Zum einen ist die Zählstatistik erheblich schlechter, zum anderen ist eine Backgroundkorrektur viel schwieriger , da die Aktivität im Untergrund noch nicht gleichmäßig verteilt ist. Auch die Fourieranalyse führte zu sehr viel schlechteren Resultaten. Hierfür gibt es neben den genannten Ursachen wahrscheinlich noch folgenden Grund. Da in diesem Zyklus das erste diastolische Bild mehr Counts enthält als das letzte, ebenfalls diastolische Bild, hat dieser Zyklus einen Trend. Dieser Trend wird von der Fourieranalyse aber miterfaßt und als Grundschwingung behandelt, so daß das Herz nachher von den Untergrundstrukturen kaum zu trennen ist.

5.6.2 Zeitmatrix
Zusätzlich zu dem bereits erwähnten Maxima-Bild wurde auch versucht, die Zeitpunkte zu denen in jeder Matrixzelle die Maxima erreicht werden, in eine Bildmatrix zu schreiben, um evtl. auf diese Weise die Vorhöfe von den Ventrikeln zu trennen. Dieses Verfahren führte jedoch nicht zu greifbaren Ergebnissen, da die Bewegungen im Untergrund miterfaßt werden und durch eine nachträgliche Schwellensetzung nicht mehr zu eliminieren sind, da, im gegensatz zum Maxima-Bild, kein signifikanter Unterschied zwischen Background- und Herzstrukturen besteht.

5.6.3 Krümmungsoperator (7)
Im Sinne einer Strukturerkennung wurde auch der von Ammann (7) vorgeschlagene Krümmungsoperator getestet. Hierbei handelt es sich um einen auf die Zählratenfläche angewandten addierten und normierten Laplace-Operator.

Der alten Zahl $A_{i,j}$ in der i-ten Zeile und j-ten Spalte wird der neue Wert :

$$W_{i,j} = \sum_{\substack{p=-1,0,1 \\ q=-1,0,1}} (A_{i-p,j-q} - A_{i,j}) \Big/ \sqrt{\sum_{l=-1,0,1} A_{i-l,j-m}} \qquad p,q \neq 0,0 \; ; \; l,m \neq 0,0$$

zugeordnet wird. Es war allerdings nicht möglich, in dem neuen Bild Herzstrukturen zu erkennen. Der Grund hierfür liegt wahrscheinlich darin, daß dieses Verfahren Differenzen zweiter Ordnung, die eine entsprechend große Streung haben, berücksichtigt.

5.6.4 Wandbeweglichkeit längs der Hauptachsen

Es wurde versucht ein Verfahren der szintiphotographischen Auswertung (25) auf die GSA-Bildserie zu übertragen. Hierbei werden in RAO die Hauptachsen als Regions markiert und die Counts in Diastole und Systole verglichen. Die Ergebnisse dieser Methode schwankten allerdings stark und waren nicht sicher interpretierbar. Ein wesentlicher Grund dürfte die für solche Untersuchungen zu grobe 32er Matrix sein.

6. Zusammenfassung

Innerhalb des zusammen mit C. Gleiter(17) und K. P. Stoll (29) erstellten Untersuchungsganges zur Herzfunktionsdiagnostik wird in dieser Arbeit die regionale Wandbeweglichkeit und die Frage der Bereichsidentifizierung untersucht.

Grundlage der Untersuchung unter diesen Gesichtspunkten sind repräsentative Herzzyklen, die nach der Gleichverteilung der Aktivität in der LAO- und RAO-Projektion erstellt werden. Zur Auswertung wird neben den in Gamma-11 vorhandenen Möglichkeiten, wie Playbacks oder Slicings, das für diesen Zweck erstellte Fortran-Programm FOURIE (Listing siehe Anhang) verwendet. Dieses Programm erzeugt die folgenden acht funktionellen Bilder :

1. Bild der maximalen Zählrate pro Matrixzelle
2. Diastolisch-systolisches Differenzenbild
3. Gradientenbild der bis zum Ende der Systole aufaddierten Bilder
4. Amplitudenbild des ersten Fourierkoeffizienten
5. Phasenbild des ersten Fourierkoeffizienten
6. Color-Table Bild, in dem der Phasenbereich von 0° bis 180° blau und der Bereich von 180° bis 360° rot dargestellt wird. Die Intensität jeder Farbe wird in Abhängigkeit von der Amplitude variiert
7. Trendszintigramm. Negative Steigungen von Ausgleichsgeraden innerhalb der systolischen Phase
8. Trendszintigramm. Positive Steigungen von Ausgleichsgeraden innerhalb der systolischen Phase

Zur Bereichsidentifizierung dienen vor allem das 5. bis 8. Bild. In LAO ist allerdings die Boluspassage zur Bereichsidentifizierung wegen der zeitlichen Trennung der Kompartimente geeigneter. In RAO ist man dagegen auf die funktionellen Bilder angewiesen.

Die bisherige Erfahrung mit den funktionellen Bildern zeigt, daß das einfache diastolisch-systolische Differenzenbild bereits einen sehr großen Teil der pathologischen

Phänomene zeigt.
Die Auswertung wurde in der beschriebenen Form auf etwa zehn Patientenstudien angewandt. Diese Patienten hatten entweder Infarkte durchgemacht, litten an koronaren Herzerkrankungen oder hatten Herzwandaneurysmen.
Einschränkungen der Motilität nach Infarkten konnten i.a. gut nachgewiesen werden. Dies gilt ebenso für Aneurysmen. Bei Patienten, die eine koronare Herzerkrankung mit geringen Stenosen hatten, waren keine pathologischen Befunde nachzuweisen, da das Untersuchungsverfahren in der ersten Stufe keine Belastung des Patienten vorsah.

7. Ausblick

Ein entscheidender Vorteil der nuklearmedizinischen Untersuchung des Herzens gegenüber der Kontrastmitteluntersuchung besteht darin, daß dieses Verfahren völlig risikolos ist. Dies ist u.a. ein Grund, dieses Untersuchungsverfahren der Cinéangiographie als Alternative an die Seite zu stellen.
Beim weiteren Ausbau der Methode dürfte die Entwicklung raffinierter mathematischer Strategien gegenüber dem Sammeln klinischer Erfahrung eine untergeordnete Rolle spielen.

```
      C
      C     PROGRAMM BERECHNET 8 FUNKTIONELLE BILDER FUER GSA STUDIE
      C     BILD1:MAXIMA FUER DIE EINZELNEN MATRIXFUNKTI
      C     BILD2:DIFFERENZENBILD AUS ZWEI DIASTOLISCHEN UND ZWEI
      C         SYSTOLISCHEN BILDERN
      C     BILD3:GRADIENTEN IM UEBER EINEN HALBEN ZYKLUS
      C         ADDIERTEN BILD
      C     BILD4:AMPLITUDE DES ERSTEN FOURIERKOEFFIZIENTEN
      C     BILD5:PHASE DES ERSTEN FOURIERKOEFFIZIENTEN
      C     BILD6:PHASEN IN VIER BEREICHE AUFGETEILT JEDEN EINZELNEN
      C         BEREICH NOCHMALS IN VIER STUFEN AUFGETEILT DIE
      C         VON DER HOEHE DER AMPLITUDE ABHAENGEN
      C         PHASE 0-90 1-4 COUNTS  PHASE 90-180 5-8 COUNTS
      C         PHASE 180-270 9-12 COUNTS PHASE 270-360 13-16COUNTS
      C     BILD7:NEG.GRADIENTEN NACH LINEAR LEAST SQUARES FIT IN
      C         EINEM ANZUGEBENDEN INTERVALL
      C     BILD8:POS.GRADIENTEN AUS GLEICHEM INTERVALL
      C
0001        LOGICAL*1 AUMIN(512),COMM(512)
0002        INTEGER*2 MAT(32,32),DIF(32,32),MAX(32,32),MAT5(32,32)
0003        INTEGER*2 MAT3(32,32),MAT4(32,32),MAT1(32,32),MAT2(32,32)
0004        INTEGER*2 MAT6(32,32),N1,N2,NAME,NAME2,P(90),MX,IP,PI,KZ,N
0005        INTEGER*2 MAT7(32,32),MAT8(32,32),MAT9(32,32),IP1,IP2,IP3,MA
0006        REAL*4 B(3,42),C,IM0,FM0,FM1,IM1,R1,R2,FM2,IM2,FM3,IM3
0007        REAL*4 FM4,IM4,FM5,IM5,FM6,IM6,FM7,IM7,A1,B1,C1,C2,V1,V2,V3,
     1)
0008        EQUIVALENCE (MAX,MAT3),(DIF,MAT4)
      C     INITIALISIERUNG
0009        DATA FM0/'MAX.'/
0010        DATA IM0/'BILD'/
0011        DATA FM1/'DIF.'/
0012        DATA IM1/'BILD'/
0013        DATA FM2/'MOT.'/
0014        DATA IM2/'GRAD'/
0015        DATA FM3/'AMPL'/
0016        DATA IM3/'TUDE'/
0017        DATA FM4/'PHAS'/
0018        DATA IM4/'E   '/
0019        DATA FM5/'CUL.'/
0020        DATA IM5/'TABL'/
0021        DATA FM6/'NEG.'/
0022        DATA IM6/'GRAD'/
0023        DATA FM7/'POS. '/
0024        DATA IM7/'GRAD'/
0025        DATA AUMIN/512*0/
0026        DATA P//5*0/,B/126*0./
0027        N3=0
0028        N4=0
0029        N5=0
0030        MA=0
0031        DO 10 I=1,32
0032        DO 10 J=1,32
0033        MAT1(I,J)=0
0034        MAT3(I,J)=0
0035        MAT2(I,J)=0
```

```
0036          MAX(I,J)=0
0037          MAT5(I,J)=0
0038          MAT6(I,J)=0
0039          MAT7(I,J)=0
0040          MAT8(I,J)=0
0041          MAT9(I,J)=0
0042          DIF(I,J)=0
0043    10    CONTINUE
        C     EINTEILUNG DER PHASENBEREICHE
0044          IP1=90
0045          IP2=180
0046          IP3=270
        C     EINLESEN DER FILENAMEN
0047          WRITE (5,30)
0048    30    FORMAT(' ', ALTER UND NEUER FILENAME?   '//)
0049          CALL ASSIGN (1,NAME,-1,'RDO','NC')
0050          CALL ASSIGN (2,NAME2,-1,'NEW','NC')
        C     DEFINE FILES FOR RANDOM ACCESS I/O
0051          DEFINE FILE 1 (1000,256,U,N1)
0052          DEFINE FILE 2 (60,256,U,N2)
0053          N1=1
        C     READ BLOCK 0 (RECORD 1) AND CONVERT FROM
        C     GAMMA FORMAT TO FORTRAN FORMAT
0054          READ (1'N1)ADMIN
0055          CALL FGADM1(ADMIN,P,B)
0056          IF (P(1).EQ.0) GO TO 50
0058          WRITE (5,40)
0059    40    FORMAT ('  ,'KEINE DYNAMISCHE STUDIE! !')
0060    50    MODUF=ILGERM(P,1)
0061          NI=MODUF
        C     NF=ZAHL DER BILDER
0062          [illegible]
        C     MATRIX TYP
0063          NTYP=P(12)
0064          [illegible](NTYP+1)/2.)+4
        C     ZAHL DER SPALTEN ODER ZEILEN
0065          [illegible]
        C     ZAHL DER ZEILEN PRO BLOCK
0066          NZ=[illegible] (NO*(2+2*INT(NTYP/2.)-NTYP))
        C     ZAHL DER BLOECKE PRO BILD
0067          [illegible]**NTYP
        C     ZAHL DER BILDER IN DER GSA STUDIE
0068          [illegible](7)
        C     AENDERUNG DES ADMIN BLOCKES ZUR STAT. STUDIE
0069          P(1[illegible])=2
0070          P([illegible])=MODUF+[illegible]*(NB+1)
0071          [illegible]
0072          [illegible]
0073          [illegible]
0074          [illegible]
0075          [illegible]
0076          [illegible]1000
0077          [illegible]
0078    [illegible]   WRITE ([illegible]20)
```

```
 120  FORMAT(' ','ISTART BILD # ')
      READ(5,130)ISTART
 130  FORMAT(I3)
      WRITE(5,135)
 135  FORMAT(' ','IENDE BILD # ')
      READ(5,130)IEND
      IF(IEND.EQ.0)IEND=ISTART
      WRITE (5,136)
 136  FORMAT(' ','GEBEN SIE ZWEI DIAST. BILDER AN')
      READ (5,138)ID1
      READ (5,138)ID2
      WRITE (5,137)
 137  FORMAT(' ','GEBEN SIE ZWEI SYST. BILDER AN')
      READ (5,138)IS1
      READ (5,138)IS2
 138  FORMAT (I2)
      IF (ISTART-IEND) 140,115,115
 140  CONTINUE
      IF (IEND-N)150,150,115
 150  CONTINUE
      WRITE (5,152)
 152  FORMAT(' ','MIT WELCHEM BILD SOLL GRAD.BER.STARTEN?')
      READ (5,155)IG1
      WRITE (5,154)
 154  FORMAT (' ','MIT WELCHEM BILD SOLL GRAD.BER.ENDEN?')
      READ (5,155)IG2
 155  FORMAT (I2)
    C EINTEILUNG DER VORKOMMENDEN AMPLITUDEN
    C IN 4 BEREICHE
      WRITE(5,156)
 156  FORMAT(' ','NACHEINANDER DREI ZAHLEN ZWISCHEN 0 UND 1 EINGEB
     1EN')
      READ(5,158)V1
      READ(5,158)V2
      READ(5,158)V3
 158  FORMAT(F4.2)
    C SUMME ALLER XI VON IG1 BIS IG2
      A3=IG2*(IG2+1)/2.-(IG1-1)*IG1/2.
    C SUMME ALLER XI*XI VON IG1 BIS IG2
      A4=IG2*(IG2+1)*(2*IG2+1)/6.-(IG1-1)*(2*(IG1-1)+1)*IG1/6.
      A5=A4/(IG2-IG1+1)
      A3=A3*A3/(IG2-IG1+1)
      DO 180 IJ=1,IEND
    C EINLESEN EINES BILDES
      DO 160 II=1,NN,NA
 160  READ (1'NI) ((IA(J,K),K=1,NN),J=II,II+NA-1)
    C CHECK IF IN RANGE
      IF (IJ-ISTART)180,300,300
    C DIFFERENZBILDUNG ZWISCHEN DIASTOL.
    C UND SYSTOL. BILDERN
 300  IF(IJ.NE.ID1)GO TO 182
      DO 181 I=1,NN
      DO 181 J=1,NN
      IDIF(I,J)=IA(I,J)+IDIF(I,J)
 181  CONTINUE
```

```
      162   IF (IJ.NE.IO.)GO TO 164
            DO 163 I=1,NN
            DO 163 J=1,NN
            DIF(I,J)=DIF(I,J)+MAT(I,J)
      163   CONTINUE
      164   IF(IJ.NE.IS1)GO TO 166
            DO 165 I=1,NN
            DO 165 J=1,NN
            DIF(I,J)=DIF(I,J)-MAT(I,J)
      165   CONTINUE
      166   IF (IJ.NE.IS2)GO TO 168
            DO 167 I=1,NN
            DO 167 J=1,NN
            DIF(I,J)=DIF(I,J)-MAT(I,J)
      167   CONTINUE
            IAD=IEND/2
      C     ADDITION DER BILDER VON ISTART BIS IAD
      168   IF(IJ.GT.IAD)GO TO 170
            DO 169 I=1,NN
            DO 169 J=1,NN
            MAT7(I,J)=MAT(I,J)+MAT7(I,J)
      169   CONTINUE
      C     X2 IST DER LAUFINDEX AB ISTART
      170   L2=IJ-ISTART+1
            X2=FLOAT(L2)
            IF (IJ.LT.IG1)GO TO 172
            IF (IJ.GT.IG2)GO TO 172
            DO 171 I=1,NN
            DO 171 J=1,NN
      C     SUMME ALLER XI*YI
            MAT5(I,J)=IJ*MAT(I,J)+MAT5(I,J)
      C     SUMME ALLER YI
            MAT6(I,J)=MAT(I,J)+MAT6(I,J)
      171   CONTINUE
      172   DO 180 I=1,NN
            DO 180 J=1,NN
            [illegible]
            [illegible]
            [illegible]
            [illegible]
      C     SINUSMATRIX FUER ERSTEN FOURIERKOEFFIZIENTEN
            MAT1(I,J)=INT(X1*R2*SIN(R1))+MAT1(I,J)
      C     COSINUSMATRIX FUER ERSTEN FOURIERKOEFFIZIENTEN
            MAT2(I,J)=INT(X1*R2*COS(R1))+MAT2(I,J)
            IF (MX-[illegible])175,180,180
      C     SUCHE DES MAXIMUMS IN JEDEM BILDPUNKT
      175   [illegible]
      180   CONTINUE
            DO 190 I=1,NN
            DO 190 J=1,NN
      C     BERECHNUNG DER STEIGUNG DES LIN. LEAST. SQU. FIT
            [illegible]
      190   CONTINUE
      C     [illegible]
```

```
      [illegible]
C     SPEICHERN DER BILDUNTERSCHRIFT FUER BILD 1
      B(1,10)=FM0
      B(2,10)=IM0
      CALL FGADM2(ADMIN,F,B)
      WRITE (2'N2)ADMIN
      DO 200 KK=2,MDOFF-1
      READ(1'KK)COMM
  200 WRITE(2'N2)COMM
      DO 203 I=1,NN,NA
  203 WRITE(2'N2)((MAX(J,K),K=1,NN),J=I,I+NA-1)
      B(1,10)=FM1
      B(2,10)=IM1
      F(6)=1
      F(7)=F(8)
      F(2)=F(2)+F(7)
      F(8)=1+NB
      F(21)=F(21)+1
      CALL FGADM2(ADMIN,F,B)
      WRITE(2'N2)ADMIN
      DO 205 I=1,32
      DO 205 J=1,32
      IF(DIF(I,J).LT.0)DIF(I,J)=0
  205 CONTINUE
      DO 210 I=1,NN,NA
  210 WRITE (2'N2)((DIF(J,K),K=1,NN),J=I,I+NA-1)
      B(1,10)=FM2
      B(2,10)=IM2
      F(7)=F(6)
      F(2)=F(2)+F(7)
      F(21)=F(21)+1
      CALL FGADM2(ADMIN,F,B)
      WRITE(2'N2)ADMIN
C     SUCHE NACH ECKPUNKTEN DER KORREKTURMATRIX
      DO 211 I=1,NN
      DO 211 J=1,NN
      IF(MAT7(I,J).EQ.0)GO TO 211
      IL1=I
      IL2=J
      GO TO 212
  211 CONTINUE
  212 DO 213 I=NN,1,-1
      DO 213 J=NN,1,-1
      IF(MAT7(I,J).EQ.0)GO TO 213
      IR1=I
      IR2=J
      GO TO 214
  213 CONTINUE
C     BERECHNUNG DES GRADIENTEN IM AUFADDIERTEN BILD
  214 DO 215 I=IL1+1,IR1-1
      DO 215 J=IL2+1,IR2-1
      G1=FLOAT(MAT7(I-1,J))-FLOAT(MAT7(I+1,J))
      G2=FLOAT(MAT7(I,J+1))-FLOAT(MAT7(I,J-1))
      MAT9(I,J)=IFIX(SQRT(G1*G1+G2*G2)/10.)
```

```
0231  215   CONTINUE
0232        DO 220 I=1,NN,NA
0233  220   WRITE (2'N2)((MAT2(J,K),K=1,NN),J=I,I+NA-1)
0234        DO 230 I=1,NN
0235        DO 230 J=1,NN
0236        B1=FLOAT(MAT1(I,J))
0237        A1=FLOAT(MAT2(I,J))
      C     BERECHNUNG DER FOURIERAMPLITUDE
0238        MAT3(I,J)=INT(SQRT(B1/X2*B1/X2+A1/X2*A1/X2))
      C     BERECHNUNG DER PHASE
0239        IF (A1.EQ.0..AND.B1.EQ.0.)C=-3.141593
0241        IF (A1.GT.0..AND.B1.EQ.0.)C=1.570796
0243        IF (A1.LT.0..AND.B1.EQ.0.)C=-1.570796
0245        IF (B1.EQ.0.) GO TO 225
0247        C=ATAN(A1/B1)
0248        IF (B1.LT.0..AND.A1.LT.0.)C=C-3.141593
0250        IF (B1.LT.0..AND.A1.GT.0.)C=C+3.141593
0252  225   MAT4(I,J)=INT(C*180./3.141593+180.)
0253  230   CONTINUE
0254        B(1,10)=IN3
0255        B(2,10)=IN3
0256        P(2)=P(2)+P(7)
0257        P(2)=P(8)
0258        P(21)=P(21)+1
0259        CALL FGOBN2(ADMIN,P,B)
0260        WRITE (2'N2)ADMIN
0261        DO 240 I=1,NN,NA
0262  240   WRITE (2'N2)((MAT3(J,K),K=1,NN),J=I,I+NA-1)
0263        B(1,10)=IN4
0264        B(2,10)=IN4
0265        P(2)=P(2)+P(7)
0266        P(21)=P(21)+1
0267        CALL FGOBN2(ADMIN,P,B)
0268        WRITE (2'N2)ADMIN
0269        DO 250 I=1,NN,NA
0270  250   WRITE (2'N2)((MAT4(J,K),K=1,NN),J=I,I+NA-1)
0271        B(1,10)=IN5
0272        B(2,10)=IN5
0273        P(2)=P(2)+P(7)
0274        P(21)=P(21)+1
0275        CALL FGOBN2(ADMIN,P,B)
0276        WRITE (2'N2)ADMIN
      C     ERZEUGEN DES COLOR TABLE BILDES
      C     JEDEM DER 4 PHASEN BEREICHE WERDEN 4 HELLIGKEITEN IN
      C     ABHAENGIGKEIT VOM BETRAG DER AMPLITUDE ZUGEORDNET
      C     AMPLITUDEN WERDEN GEGLAETTET UND VON MAT3
      C     NACH MAT7 WEGGESCHRIEBEN
      C     PHASEN WERDEN GEGLAETTET UND VON MAT4
      C     NACH MAT9 WEGGESCHRIEBEN
      C     IN MAT8 WIRD DAS COLOR TABLE BILD GESPEICHERT
0277        DO 252 I=2,NN-1
0278        DO 252 J=2,NN-1
0279        [illegible] MAT3(I+1,J [illegible]
0280        [illegible] MAT3(I,J-1)+MAT3(I,J+1)+MAT3(I [illegible]
```

```
      [illegible]
      [illegible]
C     [illegible] DES [illegible]
      DO [illegible] I=1,NN
      DO [illegible] J=1,NN
      [illegible]
      CONTINUE
      DO 254 I=2,NN-1
      DO 254 J=2,NN-1
      IZ1=MAT4(I-1,J-1)+MAT4(I+1,J-1)+MAT4(I-1,J+1)+MAT4(I+1,J+1)
      IZ2=MAT4(I,J-1)+MAT4(I,J+1)+MAT4(I-1,J)+MAT4(I+1,J)
      MAT9(I,J)=(4*MAT4(I,J)+2*IZ2+IZ1)/16
  254 CONTINUE
      DO 255 I=1,NN
      DO 255 J=1,NN
      V=FLOAT(MAT7(I,J))/NA
      IF(V.LT.V1)MAT8(I,J)=0
      IF(V.LT.V2.AND.V.GE.V1)MAT8(I,J)=1
      IF(V.LT.V3.AND.V.GE.V2)MAT8(I,J)=2
      IF(V.GE.V3)MAT8(I,J)=3
      IF(MAT9(I,J).GT.IP1)MAT8(I,J)=MAT8(I,J)+4
      IF(MAT9(I,J).GT.IP2)MAT8(I,J)=MAT8(I,J)+4
      IF(MAT9(I,J).GT.IP3)MAT8(I,J)=MAT8(I,J)+4
  255 CONTINUE
      MAT8(2,2)=16
      DO 260 I=1,NN,NA
  260 WRITE (2'N2)((MAT8(J,K),K=1,NN),J=I,I+NA-1)
      DO 270 I=1,NN
      DO 270 J=1,NN
      MAT4(I,J)=0
      IF(MAT5(I,J).LE.0)MAT4(I,J)=IABS(MAT5(I,J))
      IF(MAT5(I,J).LE.0)MAT5(I,J)=0
  270 CONTINUE
      B(1,10)=FM6
      B(2,10)=IM6
      F(2)=F(2)+F(7)
      F(21)=F(21)+1
      CALL FGADM2(ADMIN,F,B)
      WRITE (2'N2)ADMIN
      DO 280 I=1,NN,NA
  280 WRITE(2'N2)((MAT4(J,K),K=1,NN),J=I,I+NA-1)
      B(1,10)=FM7
      B(2,10)=IM7
      F(2)=F(2)+F(7)
      F(21)=F(21)+1
      CALL FGADM2(ADMIN,F,B)
      WRITE (2'N2)ADMIN
      DO 290 I=1,NN,NA
  290 WRITE(2'N2)((MAT5(J,K),K=1,NN),J=I,I+NA-1)
      CALL CLOSE(1)
      CALL CLOSE(2)
      END
```

Literaturverzeichnis

1. ADAM, W.E., F. BITTER, W.J. LORENZ : Der Computer als Hilfsmittel zur Verbesserung der nuklearmedizinischen Funktionsdiagnostik Computers in Radiology. Basel-München-Paris-New York

2. ADAM, W.E., G. MEYER, F. BITTER, H. KAMPMANN, M. STAUCH M. PAIVA : Camera-cinematography: a nuclear medicine procedure for imaging heart kinetics, J. Nucl. Biol. Med. 18, 53 (1974)

3. ADAM, W.E., H. GEFFERS, H. SIGEL, F. BITTER, H. KAMP-MANN, M. STAUCH : Myocarddiagnostik mit Radionukliden, Nuc Compact 135-144 (1976)

4. ADAM, W.E., H. SIGEL, F. BITTER, G. MEYER, H. KAMP-MANN, M. STAUCH : Radionuklidkine-matographie des Herzens, Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung-Gasteiner Internat. Symposium 1976. Hrsg.: R. Höfer Wien 1976 H. Egermann Verlag

5. ADAM, W.E., H. GEFFERS, H. SIGEL, F. BITTER, H. KAMP-MANN, M. STAUCH, B. WASSERMANN : Evaluation of left ventricular function by radionuklide angiography, Herz 195-199 (1977)

6. ADAM, W.E., H. GEFFERS, H. SIGEL, F. BITTER, M.STAUCH: Nuklearmedizinische Verfahren in der Herzdiagnostik, Deutsches Ärzteblatt 107-114 (1978)

7. AMMANN, W.A., : Eine Untersuchung über das Auswerteverfahren "Strukturanalyse" zur Berechnung und selektiven Darstellung histologisch relevanter Stellen des Zählratenszintigramms. Dissertation Saarbrücken 1974

8. ASHBURN, W.L., H.R. SCHELBERT : Techniques for cardiac imaging, Herz 123-127 (1977)

9. BACHARACH, S.L., M.V. GREEN, J.S. BORER, M.A. DOUGLAS, H.G. OSTROV, G.S. JOHNSTON : A real time system for multi-image gated cardiac studies, JNM 18, 79-84 (1977)

10. BERMAN, D.S., A.F. SALEL, G.L. DENARDO, H.G. BOGREN, D.T. MASOM : Clinical assessment of left ventricular contraction patterns and ejection-fraction by high-resolution gated scintigraphy, JNM 16, 865-874 (1975)

11. BITTER, F., W. BESCH, N. SCHÄFER, E. SIGMUND : Integrierte Herz-Kreislaufanalys mit Hilfe der quantitativen Funktionsszintigraphie, Frontiers of nuclear medicine Hrsg.: Horst. Springer Berlin-Heidelberg-New York 1971

12. BITTER F., W.E. ADAM : A data aquisition and processing system for rapid dynamic investigations with a scintillation camera, Medical Isotope Scintigraphy-International atomic energy agency Wien 1973

13. FEINE, U. : Nuklearmedizinische Untersuchungsmethoden des Herzens, Erkrankungen des Herzmuskels. Hrsg.: Frommhold. Thieme Stuttgart 1976

14. GEFFERS H. : Persönliche Mitteilung

15. GEFFERS, H., H. SIGEL, F.BITTER, H. KAMPMANN, M. STAUCH, W.E. ADAM : Untersuchung der segmentalen Wandbewegung des linken Ventrikels bei Herzgesunden und Myocardinfarktpatienten mit einer katheterlosen nuklearmedizinischen Methode (Kamerakinematographie des Herzens), Z.f. Kardiologie 65,680-692 (1972)

16. GEFFERS, H., G. MEYER, W.E. ADAM : Analysis of heart function by gated blood pool investigations (camera cinematography), Proceedings symposion "contrast enhancement in scintigraphy" Paris 1975

17. GLEITER, C. : Herzfunktionsdiagnostik-Die Ejektionsfraktion aus der Ertsaktivitätspassage und getriggerten Bildserien im Verteilungsgleichgewicht und die mittlere zirkumferentielle Faserverkürzungsgeschwindigkeit, Dissertation in Vorbereitung. Tübingen

18. GORIS, M.C., S.G. DASPIT, P. MCLAUGHLIN, J.P. KRISS : Interpolative Backgroundsubtraction JNM 17, 744-747 (1976)

19. GREEN, M.V., M.G. OSTROV, M.A. DOUGLAS, R.W. MYERS, R.N. SCOTT, J.J. BAILEY, G.S. JOHNSTON : High temporal resolution ECG-gated scintigraphic angiocardiography, JNM 16, 95-98 (1975)

20. KNOPP, R., H.P. BREUEL, C. WINKLER : Funktionsszintigraphie des Herzens mit dem Bonner System III, Electro Medica 6-11 (1978)

21. MÜLLER-SCHAUENBURG, W. : Persönliche Mitteilung

22. NATARAJAN, T.K. : Image display and analysis system in cardiovascular nuclear medicine, Cardiovascular nuclear medicine, 52-64 Hrsg.: H.W. Strauss, B. Pitt, A.E. James. C.V. Mosby St. Louis 1974

23. NETTER F.H. : Ciba collection of medical illustrations. Vol. 5 Heart. Ciba publications New York 1969

24. NOELPP U. : Persönliche Mitteilung

25. PITT, B., P. RIGO, H.W. STRAUSS : Scintiphotographic evaluation of left ventricular function in man, Cardiovascular nuclear medicine 121-127. Hrsg.: H.W. Strauss, B. Pitt, A.E. James. C.V. Mosby St. Louis 1974

26. SCHAD N. : Dynamische Isotopenuntersuchung des Herzens, Nuc Compact 173-176 (1976)

27. SCHAD N. : Myocardial wall motion and regional ejection fraction after myocardial infarction, Herz 210-211 (1977)

28. SCHAD N. : Nontraumatic assessment of left ventricular wall motion and regional stroke volume after myocardial infarction JNM 18, 333-341 (1977)

29. STOLL, K.P. : Herzfunktionsdiagnostik-Erstellung eines Untersuchungsganges und Auswertung von Herzfunktionskurven aus der Erstaktivitätspassage. Dissertation in Vorbereitung. Tübingen

30. WATSON, D.D., W.J. JANOWITZ, P.J. KENNY, A.J. WILSON: Computed edge delineation applied to ventricular regional contraction patterns, JNM 17,544 (1976)

31. WIENER, S.N., F.R. BORKAT, R.M. FLOYD : Functional imaging: a method of analysis and display using regional count rate constants, JNM 15, 65-68 (1974)

Herrn Professor Dr. U. Feine danke ich für die Überlassung des Themas. Herrn Dr. Dr. Müller-Schauenburg danke ich für wertvolle Anregungen und die freundlich gewährte Unterstützung.

Lebenslauf

Am 5.11.1954 wurde ich, Rainer van Ackeren, als drittes von vier Kindern des Arztes Dr. med. Gisbert van Ackeren und seiner Ehefrau Dr. med. Ruth van Ackeren, geb. Wobido, in Trier geboren.
Von 1961 bis 1965 besuchte ich die Volksschule in Linz am Rhein. Im April 1965 wechselte ich auf das altsprachliche Martinus-Gymnasium in Linz, wo ich am 14. März 1973 das Reifezeugnis erhielt.
Für das WS 1973/74 bewarb ich mich für das Studium der Medizin und Physik in Tübingen. Den zunächst zugewiesenen Studienplatz für Humanmedizin in Bochum lehnte ich ab und begann mit dem Studium der Physik Fachrichtung Diplom. Im SS 1974 wurde mir dann auch ein Medizinstudienplatz in Tübingen zugewiesen. Am 13. Oktober 1975 schloss ich die Vordiplomprüfung im Fach Physik ab.
Am 26. März 1976 legte ich die Ärztliche Vorprüfung und am 31.März 1977 den 1. Abschnitt, am 15. März 1979 den 2. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung ab. Das Praktische Jahr absolvierte ich an den Städtischen Krankenanstalten Esslingen. Am 1o. April 198o bestand ich den schriftlichen und am 21. April 198o den mündlichen Teil des 3. Abschnitts der Ärztlichen Prüfung.
Am 24. April 198o erhielt ich die Approbation als Arzt.